

Scuola di Scienze
Corso di Laurea in Fisica

Sviluppo di un sistema tomografico
con tubo a raggi X da 300 kV:
progettazione e test preliminari

Relatore:
Prof.ssa Maria Pia Morigi

Presentata da:
Filippo Pedrazzini

Correlatore:
Dott. Matteo Bettuzzi

Sessione II
Anno Accademico 2012/2013

A Roberta.

Abstract

In questo elaborato sono descritti la progettazione e lo sviluppo di un sistema tomografico con sorgente di raggi X da 300 kV per analisi nel campo dei Beni Culturali; in particolare sono stati effettuati test preliminari sia per verificare le prestazioni del tubo a raggi X e dello schermo scintillatore sia per avere indicazioni utili alla progettazione (e conseguente costruzione) del box di rivelazione.

Il collaudo della sorgente di raggi X è stato eseguito con lo studio dell'andamento della dose integrale e/o del rateo di dose in funzione della tensione, della corrente e del tempo d'irraggiamento.

La caratterizzazione dello schermo scintillatore di CsI(Tl) è basata sul confronto delle sue caratteristiche con uno schermo analogo di spessore differente nelle stesse condizioni sperimentali, attraverso lo studio dei parametri standard dei dispositivi per imaging, quali la curva di risposta, il rapporto segnale-rumore e la risoluzione spaziale. Inoltre, come ulteriore test, lo schermo scintillatore è stato utilizzato per l'indagine tomografica di alcuni pani di terra contenenti olle di epoca villanoviana.

Per la progettazione del box rivelatore sono state invece svolte misure di tipo ottico. I vari test svolti in laboratorio hanno dato risultati positivi e hanno dimostrato la validità dei componenti scelti per il nuovo sistema tomografico, il cui assemblaggio verrà completato a breve, essendo stata ultimata proprio in queste settimane la costruzione del box di rivelazione.

Indice

Introduzione	1
1 I raggi X	3
1.1 La natura dei raggi X	3
1.2 Cenni storici	4
1.3 La produzione di raggi X	5
1.4 Il tubo a raggi X	6
1.5 Interazione dei raggi X con la materia	8
2 La tecnica tomografica	13
2.1 Principi di radiografia	13
2.2 La tomografia assiale computerizzata (TAC)	14
2.3 Il metodo di ricostruzione tomografico	19
3 Parametri per la caratterizzazione di un rivelatore per imaging con raggi X	23
3.1 Curva di risposta	23
3.1.1 Correzione di flat-field	23
3.2 Rapporto segnale-rumore	24
3.3 La risoluzione spaziale	24
3.3.1 Modulation Transfer Function	26
3.3.2 Pixel binning	27
4 Il sistema tomografico	29
4.1 Sorgente di raggi X	31
4.2 Sistema di rotazione	31
4.3 Rivelatore	32
4.3.1 Schermo scintillatore	33
4.3.2 Camera CCD	34
4.3.3 Obiettivo	35
4.4 Software	35
5 Prove sperimentali	37
5.1 Caratterizzazione tubo a raggi X	37
5.1.1 Warm-up del tubo	37
5.1.2 Comportamento del tubo al variare della tensione	38
5.1.3 Comportamento del tubo in funzione della corrente	39

5.1.4	Andamento della dose integrale in funzione del tempo d'irraggiamento	40
5.1.5	Risultati	41
5.2	Caratterizzazione dello schermo scintillatore CsI di spessore 2 mm	41
5.2.1	Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione e della tensione di lavoro	42
5.2.2	Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione con l'aggiunta di filtri di Cu	45
5.2.3	Valutazione della MTF	49
5.2.4	Risultati	50
5.3	Scelta dell'obiettivo	50
5.3.1	Obiettivo da 50 mm	51
5.3.2	Obiettivo da 55 mm	52
5.3.3	Risultati	52
5.4	Progettazione e costruzione del box rivelatore	53
5.5	Schermo scintillatore CsI di spessore 2 mm:	
	test tomografico	55
5.5.1	Parametri di scansione TAC ed acquisizione	56
5.5.2	Ricostruzione e risultati	57
	Conclusioni	63
	Bibliografia	65

Introduzione

Il presente lavoro di tesi riguarda lo sviluppo di un sistema tomografico dotato di una sorgente di raggi X da 300 kV e si inserisce nell'ambito di un progetto di ricerca finanziato in parte dall'INFN – Gruppo V e in parte dal Centro Fermi di Roma.

Alla base di tale progetto c'è l'idea di contribuire a valorizzare l'enorme patrimonio culturale italiano in modo originale e innovativo. Infatti nei magazzini dei nostri musei si trovano centinaia di reperti che non sono fruibili da parte del pubblico sia per motivi logistici sia per motivi di conservazione. Un tipico esempio di questo problema è rappresentato dai cosiddetti “pani di terra” contenenti reperti archeologici, che potrebbero venire valorizzati e “riscoperti” tramite la tomografia computerizzata con raggi X di medio-alta energia. Uno degli obiettivi del progetto è quindi lo studio e la realizzazione di strumentazione trasportabile per lo screening veloce dei pani di terra, in modo da selezionare i reperti che possono essere estratti e quelli che invece, a causa delle cattive condizioni di conservazione, possono essere riportati alla luce solo virtualmente, tramite una ricostruzione tomografica 3D.

Grazie alla sorgente di raggi X di energia più elevata rispetto a quella attualmente in uso presso il Laboratorio di Tomografia Computerizzata con raggi X, situato all'interno di Palazzo S. Croce a Ravenna, il nuovo sistema tomografico permetterà anche di ampliare la gamma di reperti e di opere d'arte su cui poter effettuare le indagini tomografiche.

Cambiando la sorgente di raggi X risulta però necessario scegliere in maniera adeguata i componenti del nuovo sistema di rivelazione in modo da ottimizzarne le prestazioni. A questo scopo sono risultati particolarmente utili i test sperimentali descritti in questo lavoro di tesi, che hanno permesso sia di verificare le prestazioni del tubo a raggi X e dello schermo scintillatore sia di avere indicazioni per la progettazione (e conseguente costruzione) del box di rivelazione.

La tesi si svolge nei seguenti 5 capitoli:

- Nel capitolo 1 sono descritti i raggi X, la loro natura, la storia della loro scoperta, la loro produzione e in particolare la loro interazione con la materia, sfruttata nelle sue forme per analisi radiografiche e tomografiche.
- Il capitolo 2 ha come nucleo la tecnica tomografica: ci si sofferma sui suoi principi, sulla sua evoluzione nel corso dei decenni e sulla tecnica di ricostruzione delle immagini.
- Nel capitolo 3 sono illustrati i parametri principali atti alla valutazione di un rivelatore per imaging con raggi X, i quali sono stati utilizzati all'interno delle prove sperimentali.

- Nel capitolo 4 vengono presentati i componenti del nuovo sistema tomografico, elencandone le caratteristiche tecniche e i motivi che hanno portato alla loro scelta per la prosecuzione del progetto.
- Il capitolo 5 infine espone i test che sono stati eseguiti per la caratterizzazione del tubo a raggi X e dello schermo scintillatore (di cui è descritta un'applicazione pratica nel campo dei beni culturali) che andranno a formare il nuovo apparato, e le misure fatte per la progettazione (e conseguente costruzione) del box di rivelazione.

Capitolo 1

I raggi X

Il primo capitolo è incentrato sul fenomeno dei raggi X, la cui interazione con la materia è alla base delle tecniche tomografiche e radiografiche. In questa introduzione ci soffermiamo in particolare sui metodi di produzione e sui meccanismi di interazione con la materia.

1.1 La natura dei raggi X

I raggi X sono radiazioni elettromagnetiche ionizzanti di lunghezza d'onda compresa approssimativamente tra 10 nm e 10^{-3} nm. I raggi X con una lunghezza d'onda superiore a 0,1 nm sono definiti *molli*; sotto a questa lunghezza d'onda sono detti, invece, *duri*. Grazie alla loro lunghezza d'onda ridotta (e quindi, come si può ricavare dalla formula di Planck, alla notevole energia trasportata), essi trovano un'ampia applicazione in campo medico, industriale e dei beni culturali poiché consentono di analizzare internamente un corpo o un oggetto in maniera non distruttiva.

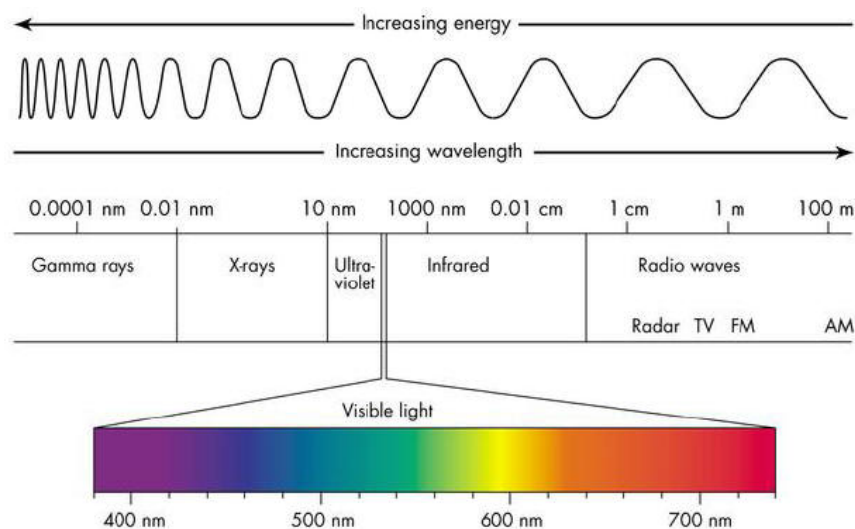


Figura 1.1: Spettro elettromagnetico

1.2 Cenni storici

Il primo impatto con i raggi X avvenne tramite William Crookes: egli investigò infatti gli effetti di scariche di energia in gas nobili. Ciò portò alla costruzione del tubo di Crookes: un cilindro di vetro al cui interno veniva fatto il vuoto, contenente degli elettrodi per produrre correnti ad alta tensione. Collocando delle pellicole fotografiche vicino al tubo, alcune venivano impressionate, ma il fisico inglese non andò oltre quest'aspetto. Altre investigazioni a riguardo furono compiute da fisici illustri come Hertz, Lenard, Tesla ed Helmholtz, ma la scoperta dei raggi X fu fatta dallo scienziato tedesco Wilhelm Konrad Röntgen nel 1895. I suoi esperimenti avevano lo scopo di capire quali fossero le proprietà dei raggi catodici prodotti in un tubo di Hittorf-Crookes avvolto da una carta scura. Mentre stava verificando se i raggi catodici prodotti all'interno fossero in grado di attraversare la carta scura, notò una leggera luce emessa da uno schermo fluorescente posto ad oltre un metro di distanza. Il fisico tedesco intuì che tale luce non poteva essere dovuta ai raggi catodici, infatti essi, come era già noto all'epoca, erano in grado di percorrere solo pochi cm in aria. L'annuncio ufficiale avvenne attraverso un rapporto preliminare intitolato *"Su un nuovo tipo di raggi: una comunicazione preliminare"*, spedito alla rivista della Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft di Würzburg. Röntgen, diede alla radiazione osservata il nome di "radiazione X", sottolineando il fatto che fosse ancora di tipo sconosciuto e nel 1901, grazie alla sua scoperta, vinse il premio Nobel per la Fisica. Da qui in poi vennero scoperte tante applicazioni dei raggi X sia in campo medico che industriale, ma la prima di queste è attribuita allo stesso Röntgen, il quale, durante i suoi studi, eseguì la radiografia della mano di sua moglie (mostrata nell'immagine 1.2).



Figura 1.2: La mano della moglie di Röntgen: la prima radiografia della storia

1.3 La produzione di raggi X

Lo spettro energetico dei raggi X è costituito da due componenti: la radiazione continua di frenamento e la radiazione caratteristica.

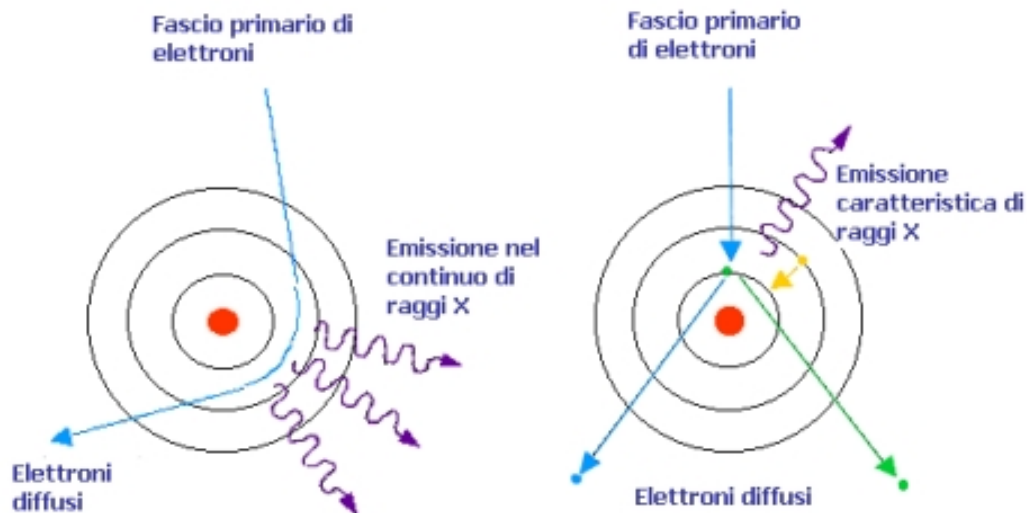


Figura 1.3: Schema di produzione dei raggi X: bremsstrahlung (sx) e radiazione caratteristica (dx)

La **radiazione continua di frenamento**, nota come “radiazione di *bremsstrahlung*”, è la radiazione emessa da particelle cariche libere in seguito a una loro accelerazione (o decelerazione) dovuta all’interazione con il campo elettrico di un nucleo di un atomo. L’intensità della radiazione emessa è inversamente proporzionale al cubo della massa della particella interagente: per questo motivo è più comune la radiazione di bremsstrahlung elettronica, piuttosto che elettronica. Lo spettro generato dalla radiazione di frenamento varia (insieme alla frequenza) in maniera continua da 0 a un valore massimo pari all’energia cinetica degli elettroni interagenti: esso è, quindi, di tipo *continuo*.

La **radiazione caratteristica** è la parte discreta dello spettro energetico dei raggi X: l’elettrone incidente si scontra con uno degli elettroni più interni dell’atomo, creando una lacuna nell’orbitale corrispondente che verrà poi occupata da uno degli elettroni più esterni. L’ultimo di questi processi è l’artefice della produzione di raggi X, la cui energia corrispondente dipende dal materiale di cui è composto l’atomo bersaglio (per questo motivo tale radiazione viene definita *caratteristica*).

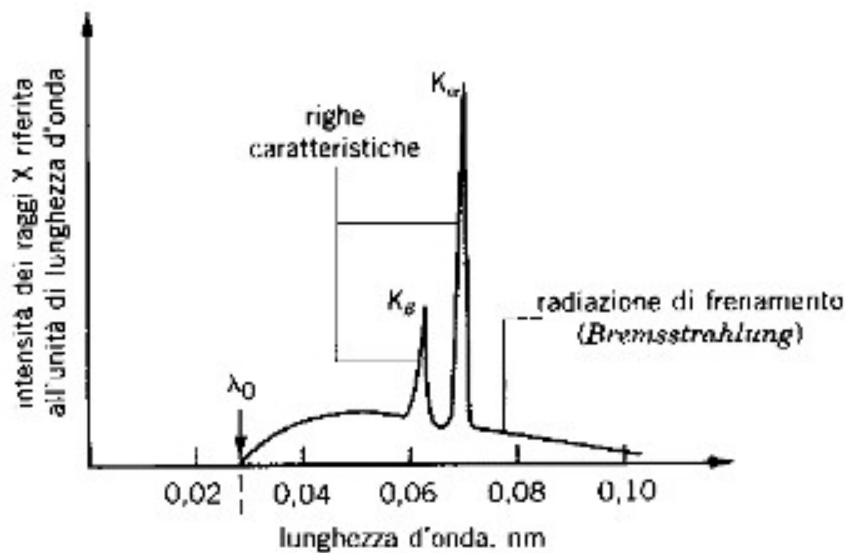


Figura 1.4: Lo spettro energetico dei raggi X

1.4 Il tubo a raggi X

Il tubo a raggi X, detto anche “tubo radiogeno”, è il sistema più utilizzato per la produzione di radiazione X. Esso è composto principalmente da un bulbo di vetro, dentro cui è fatto il vuoto spinto, ricoperto da un involucro di piombo detto “cuffia di protezione”; la parte non schermata, detta finestra, rappresenta l’uscita dei raggi X prodotti ed è generalmente fatta di alluminio o berillio.

All’interno del bulbo si trovano l’anodo e il catodo, che formano rispettivamente il polo positivo e il polo negativo del tubo.

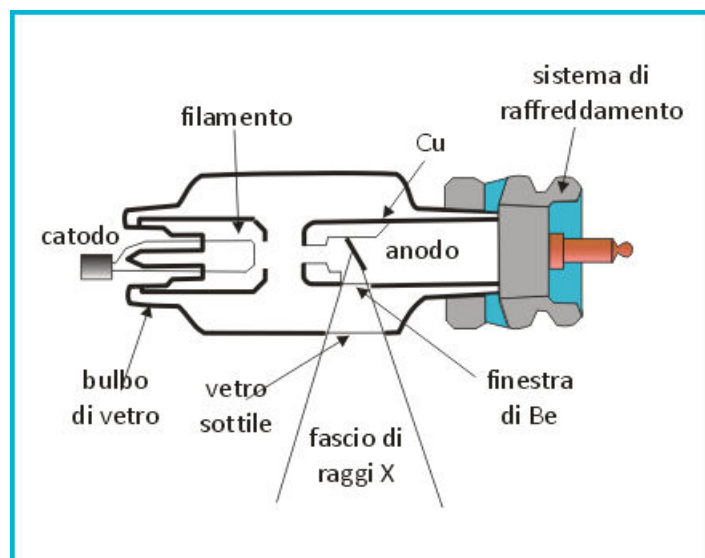


Figura 1.5: Schema del tubo a raggi X

Il catodo, inizialmente, era a freddo, producendo elettroni attraverso la ionizzazione dell'aria residua nel tubo (così funzionava il tubo di Crookes). Successivamente, nel tubo di Coolidge, si evolvè in un catodo a caldo, costituito da un filamento, cioè un avvolgimento metallico, generalmente di tungsteno che, attraversato da una corrente intensa, si scalda emettendo un fascio di elettroni per effetto termoionico. Nell'immediato, questi elettroni vengono accelerati a causa dell'alta tensione tra gli elettrodi giungendo all'anodo, il quale è costituito da un disco di un materiale con un numero atomico Z elevato, in modo da garantire un'alta produzione di raggi X, e con un alto punto di fusione (infatti durante la produzione della radiazione, si raggiungono temperature intorno ai 3000°C). Per questo motivo i materiali più usati (specialmente per i tubi tradizionali ad anodo *fisso*) sono il tungsteno ($Z=74$ e punto di fusione a 3422°C) e il molibdeno ($Z=42$ e punto di fusione a 2.623°C). In seguito allo scontro con l'anodo, il 99% dell'energia del fascio incidente viene dissipato in calore e solo il rimanente 1% è costituito da radiazione X. In caso di potenza elevata, la notevole produzione di energia termica può portare a danneggiare o fondere l'anodo; si può risolvere il problema attraverso un sistema di raffreddamento adeguato ed eventualmente l'utilizzo di un anodo rotante, in modo che il fascio di elettroni incida su più punti dell'anodo evitando, così, di deteriorarlo.

La zona del bersaglio colpita dal fascio incidente è detta *area focale*, mentre quella da cui escono i raggi X è lo *spot focale effettivo*. Quest'ultimo, se ridotto, permette una buona risoluzione dei dettagli dell'oggetto, ma con l'aumento dell'area focale si ha, in compenso, un aumento dell'intensità della radiazione X: si può trovare un compromesso tra le due opposte esigenze inclinando l'anodo rispetto al catodo in modo ragionevole, generalmente di 20° .

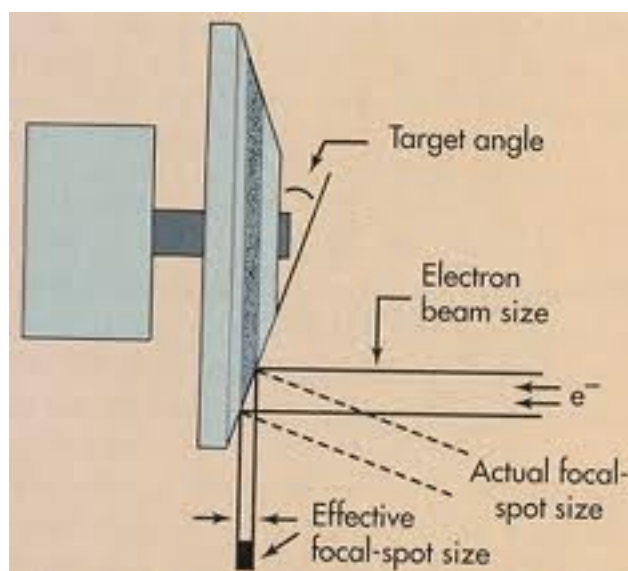


Figura 1.6: Spot locale effettivo in un tubo radiogeno

1.5 Interazione dei raggi X con la materia

I raggi X interagendo con la materia cedono la loro energia a cariche secondarie. Durante l'attraversamento di un materiale si ha una probabilità variabile di perdita di un fotone del fascio, cui segue un calo dell'intensità della radiazione. I processi fisici tipici dell'interazione dei raggi X con la materia sono i seguenti:

- effetto fotoelettrico
- effetto Compton
- produzione di coppie
- scattering coerente
- fotoreazioni nucleari

La probabilità che avvenga una di queste interazioni dipende da variabili come il numero atomico degli atomi urtati, l'energia dei fotoni e la densità del materiale bersaglio.

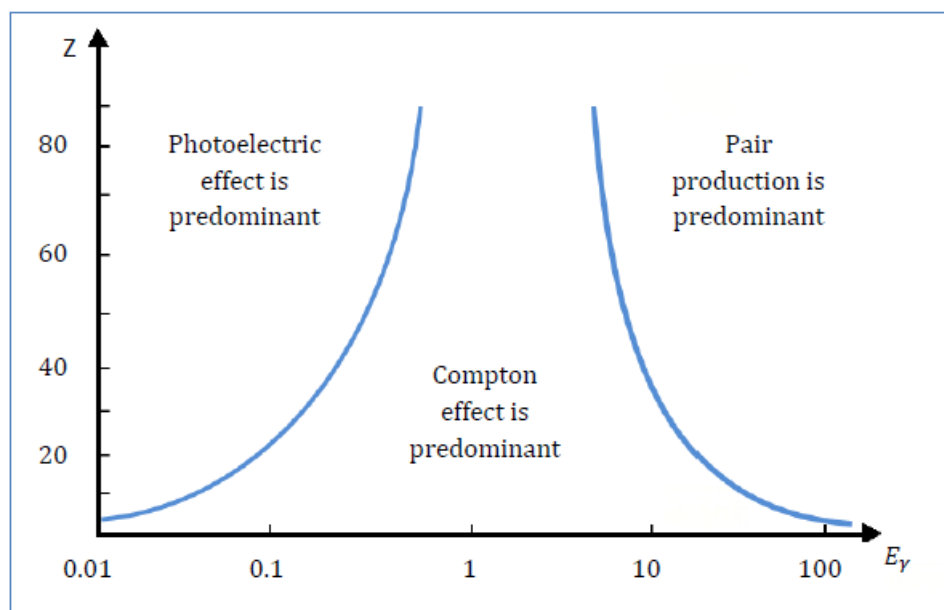


Figura 1.7: Probabilità d'interazioni dell'effetto fotoelettrico, effetto Compton e produzione di coppie (Z =numero atomico, E_γ =energia del fascio fotonico)

La figura 1.7 descrive la probabilità d'interazione dei tre principali processi (effetto fotoelettrico, effetto Compton e produzione di coppie) in base all'energia del fascio e al numero atomico del materiale bersaglio. Si può notare che l'effetto fotoelettrico domina a basse energie, l'effetto Compton ad energie intermedie ed infine la produzione di coppie ad energie elevate; inoltre la regione di dominio dell'effetto Compton cala all'aumentare del numero atomico. Il parametro che indica la probabilità d'interazione tra il fascio

fotonico e il materiale é la *sezione d'urto* la quale è la somma dei contributi dati dai processi possibili:

$$\sigma_{tot} = \sigma_{fotoel} + \sigma_{Compton} + \sigma_{prod} + \sigma_{inc} + \sigma_{fotoreaz} \quad (1.1)$$

L'**effetto fotoelettrico** avviene quando un fotone di medio bassa energia interagisce con un elettrone delle orbite più interne di un atomo del materiale attraversato. In tale situazione il fotone viene assorbito cedendo energia e conseguentemente un elettrone (fotoelettrone) viene espulso con un'energia E_e pari a

$$E_e = h\nu - E_b \quad (1.2)$$

dove $h\nu$ è l'energia del fotone ed E_b è l'energia di legame dell'elettrone, che rappresenta l'energia minima per rendere possibile l'interazione e che varia in base al materiale bersaglio.

La sezione d'urto attinente all'effetto fotoelettrico è tale che $\sigma \propto Z^4(h\nu)^{-3.5}$

Più l'elettrone é legato all'atomo, più é facile che il processo abbia luogo; infatti i fotoelettroni emessi sono costituiti per l'80% dagli elettroni appartenente all'orbita più interna dell'atomo bersaglio. Avendo a che fare, quindi, con energia di soglia diverse orbita per orbita, si nota una discontinuità dell'andamento della sezione d'urto per questi valori di soglia, calcolabili tramite la legge di Moseley:

$$E = 13.6 \frac{(Z - \sigma)^2}{n^2} eV \quad (1.3)$$

Con n numero quantico principale e σ numero che considera lo schermo creato dagli elettroni delle orbite interne.

Aumentando il numero atomico, tali discontinuità sono via via sempre più evidenti, e, data la forte dipendenza tra numero atomico e sezione d'urto, l'effetto fotoelettrico mostra di avere un'importanza fondamentale nei materiali pesanti fino a 0.5 MeV. Conseguentemente all'emissione di un fotoelettrone, si ha una redistribuzione degli elettroni dell'atomo colpito ed, essendo quest'ultimo eccitato, si può avere un'emissione di radiazione X nel caso di elementi ad alto numero atomico, o di elettroni Auger per quelli a basso numero atomico.

L'**effetto Compton** è un fenomeno di diffusione consistente nell'urto tra un fotone e un elettrone appartenente alle orbite esterne di un atomo del materiale attraversato dal fascio fotonico. In questo processo il fotone subisce un effetto di *scattering* ovvero assume una direzione differente da quella d'incidenza, mentre l'elettrone viene espulso dall'atomo assumendo una data energia cinetica. L'effetto Compton è uno scattering anelastico e incoerente: il primo termine indica che c'è una cessione d'energia del fotone all'elettrone, il secondo che il fotone non interagisce con tutto l'atomo ma solo con un elettrone, come se questo fosse libero. Nello scontro il fotone acquista una lunghezza d'onda finale (λ') maggiore rispetto a quella iniziale (λ) e si può ricavarne la differenza attraverso l'uso delle leggi di conservazione dell'energia e dell'impulso:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{M_e c} (1 - \cos \theta) \quad (1.4)$$

dove θ è l'angolo di diffusione e $\frac{h}{M_{ec}}$ è la cosiddetta *lunghezza d'onda Compton* dell'elettrone, il cui valore approssimato è $2,43 \cdot 10^{-12}$ m. Gli angoli di diffusione dei fotoni sono sempre più piccoli ad energie elevate, mentre per basse energie questi arrivano ad assumere una distribuzione abbastanza isotropa; invece gli angoli di diffusione degli elettroni dipendono anch'essi dall'energia, ma sono minori di 90° .

La **produzione di coppie** consiste nella trasformazione di un fotone in una coppia elettrone-positrone. Si tratta di un fenomeno fisico a soglia, ovvero si ha solo quando l'energia del fotone è pari ad almeno la somma delle masse create a riposo, quindi per

$$h\nu \geq 2M_{ec}^2 = 1.022MeV. \quad (1.5)$$

L'energia cinetica totale, ripartita tra positrone ed elettrone sarà, di conseguenza pari alla differenza tra l'energia del fotone incidente e le due masse a riposo:

$$K_- + K_+ = h\nu - 1.022 \quad (1.6)$$

Tale ripartizione non avviene in maniera equa tra le due cariche: infatti il positrone tende ad avere più energia dell'elettrone a causa della repulsione da parte del nucleo.

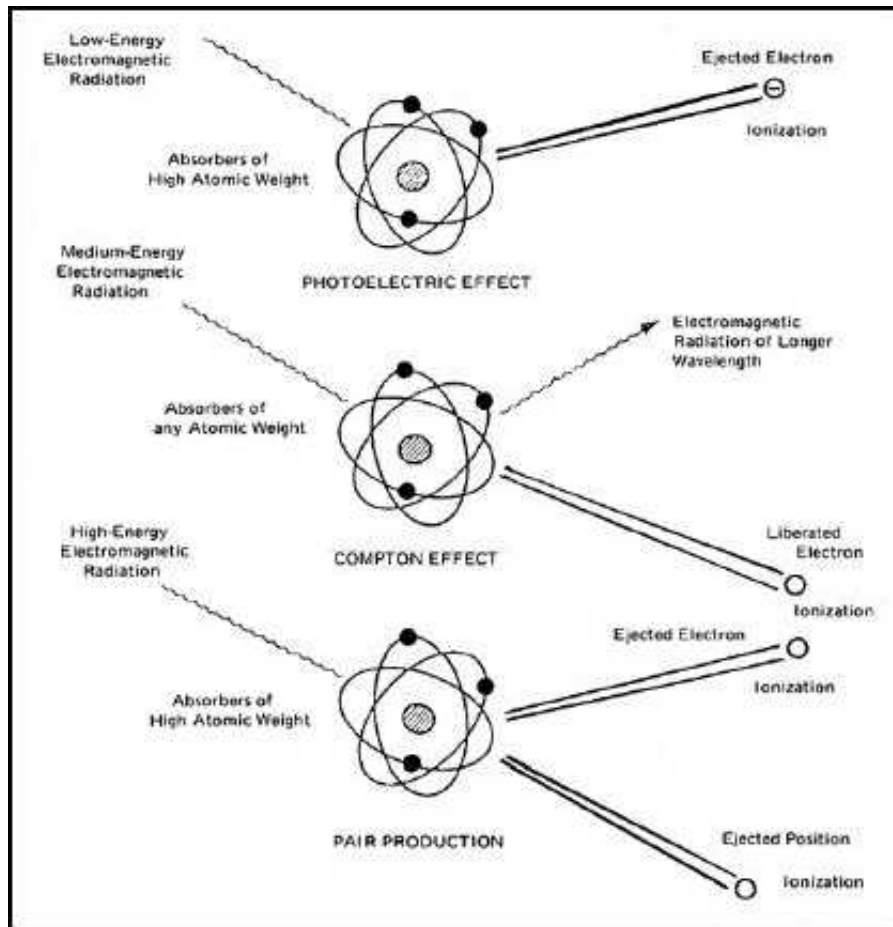


Figura 1.8: Schema raffigurante i tre processi descritti qui sopra

La **diffusione coerente**, o diffusione di Rayleigh, è un processo consistente in un urto elastico, senza alcuna cessione energetica, tra fotoni a bassa energia e gli atomi bersaglio considerati nella loro interezza; il fenomeno ha luogo se l'energia dei raggi X è minore di quella di legame degli elettroni . La sua sezione d'urto è tale che $\sigma \propto Z^{2.5}(h\nu)^{-2}$.

L'**effetto fotonucleare** è un processo fisico che si verifica quando un fotone con energia così grande, da oltrepassare indenne la nube elettronica e il campo di forza del nucleo, interagisce col nucleo stesso che viene prima eccitato per poi emettere un protone, reazione (γ, p) , o un neutrone, reazione (γ, n) .

Le applicazioni radiografiche e tomografiche solitamente prevedono l'utilizzo di raggi X con energie tali da poter trascurare l'effetto fotonucleare e la produzione di coppie; è quindi possibile considerare solo gli altri tre processi.

Capitolo 2

La tecnica tomografica

La tecnica tomografica è una tecnica non invasiva che consiste nell'acquisizione di un numero elevato di radiografie ad angoli diversi, da cui si ottiene, per mezzo di appositi algoritmi, la ricostruzione dell'oggetto tridimensionale. In questo capitolo verranno descritti i principi della tomografia, il suo sviluppo storico e le tecniche di acquisizione e ricostruzione delle immagini

2.1 Principi di radiografia

L'effetto principale delle tre interazioni descritte nel paragrafo 1.5 è lo scattering e l'attenuazione dei fotoni entranti nell'attraversamento del materiale. Tale processo è alla base di applicazioni importanti, tra cui la *radiografia*. Si tratta di una tecnica non distruttiva consistente nella costruzione di una mappa bidimensionale a partire dall'attenuazione subita da un fascio di raggi X nell'attraversamento dell'oggetto tridimensionale sotto esame. Tale attenuazione è descritta matematicamente, da una relazione esponenziale per un fascio X monoenergetico e un materiale con densità uniforme, la legge di Lambert-Beer:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

dove:

- I_0 è l'intensità del fascio entrante
- x è lo spessore dell'oggetto
- μ è il coefficiente di attenuazione lineare del materiale

Nel caso di un materiale disomogeneo sia in densità che in spessore, la relazione matematica precedente dovrà essere corretta con il calcolo di integrali di linea lungo la direzione del fascio, poiché I avrà una distribuzione spaziale dipendente dall'oggetto, quindi:

$$I = I_0 e^{-\int_a^b \mu(x) dx} \quad (2.2)$$

Tale correzione, nel caso di un tubo a raggi X, non basta: esso non produce un fascio monocromatico, ma bensì *policromatico* (quindi polienergetico), la legge di Lambert-Beer subisce un'ulteriore modifica evolvendosi in:

$$I(E) = \int_E I_0(E) e^{-\mu(x,E)dx} dE \quad (2.3)$$

In questo modo si tiene conto della dipendenza del coefficiente di attenuazione lineare dall'energia. In base al range energetico in uso, una parte della radiazione X viene assorbita dall'oggetto per effetto fotoelettrico, mentre un'altra parte raggiunge indenne il rivelatore. Quindi le informazioni sull'oggetto in esame sono ottenute dal rapporto tra fotoni assorbiti e fotoni trasmessi. A questo fenomeno si aggiungono gli altri due processi principali (effetto Compton e diffusione coerente) i quali generano la radiazione diffusa che devia i fotoni della radiazione incidente. Se i fotoni diffusi raggiungono il rivelatore, non portando alcuna informazione all'immagine, ne peggiorano la qualità.

2.2 La tomografia assiale computerizzata (TAC)

La principale limitazione del metodo radiografico sta nel fatto che la mappa realizzata è bidimensionale, mentre l'oggetto analizzato è tridimensionale: tale tridimensionalità non viene riprodotta nell'immagine radiografica. Per riuscire a studiare l'oggetto in quanto *volume* è stata sviluppata la TC; ovvero la *Tomografia Computerizzata* (In inglese CT da *Computed Tomography*), conosciuta generalmente come TAC (dove la A sta per *Assiale*). Essa è una tecnica radiologica d'indagine non invasiva consistente nell'acquisizione di proiezioni radiografiche dell'oggetto a diverse angoli che vengono poi usate per ricostruirne le sezioni trasversali (dette *slices*), con l'uso di algoritmi matematici. Riunendo le varie slice in un unico volume con un software di rendering 3D, è poi possibile ottenere la ricostruzione tridimensionale dell'oggetto analizzato.



Figura 2.1: Dispositivo per la TAC a scopo medico

Solitamente in campo medico, per evidenziare le piccole differenze tra i vari tipi di tessuto, i coefficienti d'attenuazione vengono riscaltati nelle *Unità Hounsfield* (HU) che sono le unità di misura usate per definire la scala d'intensità dell'immagine ricostruita, ovvero il *Numero CT*:

$$\text{Numero CT} = \frac{\mu - \mu_{\text{acqua}}}{\mu_{\text{acqua}}} \cdot 1000$$

Si evince che in questa nuova scala di misura, i coefficienti d'attenuazione dei tessuti analizzati sono rapportati a quello dell'acqua. Per definizione l'acqua ha numero CT uguale a 0 HU, mentre quello dell'aria è -1000 HU dato che $\mu_{\text{aria}}=0$.

Lo sviluppo del primo scanner CT ebbe inizio nel 1967 nei Laboratori centrali di ricerca della Thorn EMI in Inghilterra ad opera dell'ingegnere britannico G. Hounsfield (da cui prende il nome la scala d'intensità cui si è fatto cenno poc'anzi).

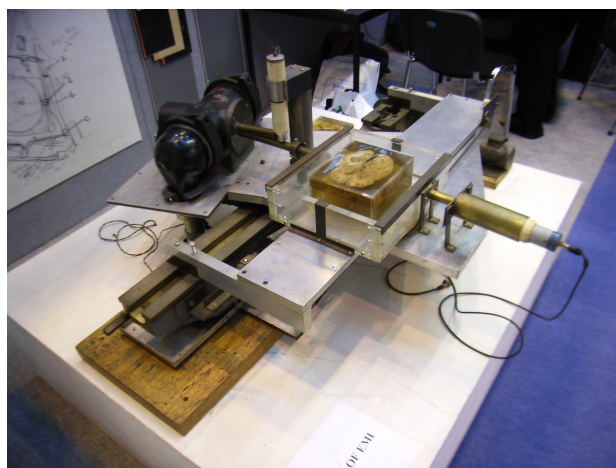


Figura 2.2: Uno dei primi prototipi di tomografo costruiti da Hounsfield

Egli dedusse, indipendentemente dal fisico sudafricano Cormack il quale stava eseguendo studi analoghi, che le radiografie di un corpo prese da differenti direzioni, potevano essere utilizzate per la ricostruzione della sua struttura interna. Il primo sistema CT clinico disponibile fu installato nell'ospedale Atkinson-Morley di Londra nel 1971, ed era in grado di produrre immagini di sezioni assiali del cervello in 4.5 minuti, mentre i primi prototipi da laboratorio costruiti da Hounsfield impiegavano alcune ore per acquisire tutte le proiezioni radiografiche necessarie per la ricostruzione di una slice. La prima immagine TAC eseguita è stata quella del cervello di un paziente. Per i loro studi fatti parallelamente, Hounsfield e Cormack vinsero il premio Nobel per la Medicina nel 1979.

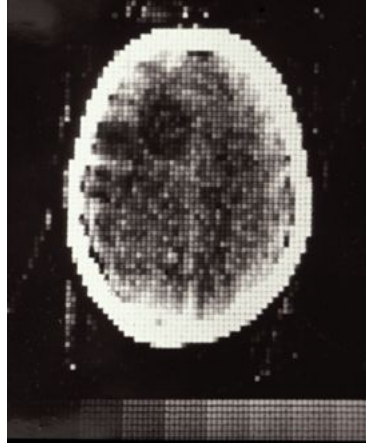


Figura 2.3: La prima immagine TAC della storia



Figura 2.4: I padri della TAC: Allan Cormack (sx) e Godfrey Hounsfield(dx)

Nel tempo gli apparecchi per la realizzazione di tomografie si sono così evoluti che si distinguono in *generazioni*. Il dispositivo CT costruito dalla EMI nel 1971 è detto *CT di prima generazione*. Qui viene misurato un segnale dato da un fascio finemente collimato (*pencil-beam*). La sorgente a raggi X e il rivelatore venivano traslati linearmente per acquisire singole misure di attenuazione di raggi x, successivamente il tubo e il rivelatori venivano ruotati di 1° per la nuova acquisizione. La qualità dell'immagine ottenuta era compromessa dal movimento del paziente durante i 4.5 minuti di acquisizione dati.

Il tempo d'acquisizione fu ridotto notevolmente nei dispositivi di *seconda generazione*, anch'essi a traslazione-rotazione, in cui si aveva un fascio piano a ventaglio (*fan-beam*). Il numero di passi di rotazione calò grazie all'introduzione di più rivelatori intervallati da un angolo di 1° . Supponendo infatti di avere N rivelatori, per ogni traslazione si acquisiscono proiezioni da N angoli diversi e la rotazione del sistema tubo-rivelatore è di

N°. L'EMI, nel 1975, costruì un apparecchio a 30 rivelatori (quindi apertura a 30°) con cui l'acquisizione durava meno di 30 secondi.

Nei dispositivi di *terza generazione* le tante celle che compongono il rivelatore sono disposte in un arco concentrico rispetto alla sorgente. Questa e il rivelatore rimangono fermi l'uno rispetto l'altro, mentre tutto il sistema ruota intorno al paziente; il moto traslatorio delle generazioni precedenti è scomparso, calando ulteriormente i tempi di acquisizione. Inizialmente si avevano rotazioni complete in 2 secondi, tempo ridotto successivamente a 0.5 secondi.

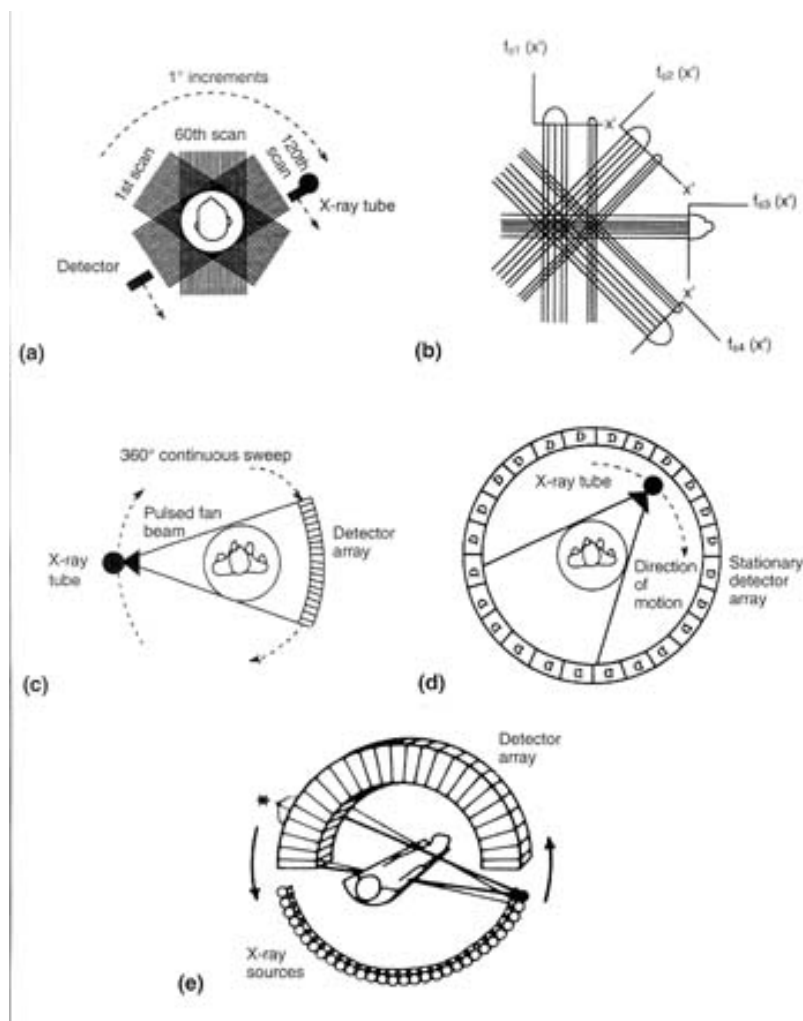


Figura 2.5: Schemi di funzionamento delle prime quattro generazioni e TAC Spirale

Ulteriori miglioramenti si ebbero con la *quarta generazione*. Qui il rivelatore forma una corona circolare e rimane fermo per tutta la scansione, mentre il tubo a raggi X ruota intorno al paziente. Inoltre c'è un'elevata densità di semplificazione che elimina potenzialmente artefatti di aliasing e, durante la rotazione, alcune celle del rivelatore sono esposte a raggi X non attenuati, il che riduce notevolmente il bisogno di stabilità del rivelatore. Il problema principale riguarda il costo alto dovuto all'elevato numero

di rivelatori (che sono arrivati ad essere circa 4800), rendendo i dispositivi di quarta generazione poco utilizzati.

Negli anni '90 avvenne il passaggio alla *Spiral Scan CT* (SSCT) ovvero alla tecnologia “a spirale”. Alla rotazione del sistema rivelatore-sorgente, si aggiunge la traslazione del bersaglio attraverso un sistema di movimentazione, dando luogo a scansioni con traiettorie elicoidali. Da qui viene anche la *Multi Slice CT* (MSCT) grazie all’aggiunta di più file di rivelatori..

I dispositivi di *quinta ed ultima generazione* utilizzano la tecnica di *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT), ovvero i fasci X formano un cono e i rivelatori sono bidimensionali. Questi possono essere costituiti o da un *flat-panel* o da un sistema schermo scintillatore-sensore digitale.

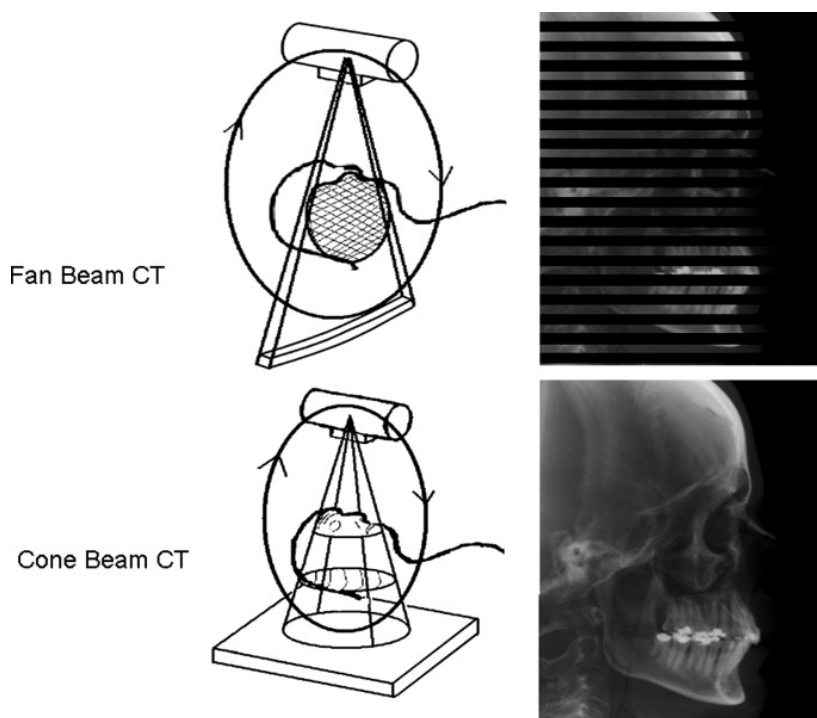


Figura 2.6: confronto fan-beam CT e cone-beam CT

2.3 Il metodo di ricostruzione tomografica

La scansione tomografica consiste nell'acquisizione delle proiezioni radiografiche di un oggetto a diversi angoli, cui segue il processo di ricostruzione dell'immagine attraverso le proiezioni precedentemente acquisite. Le sezioni trasversali dell'oggetto sono chiamate *slices*, esse rappresentano immagini bidimensionali, ma in realtà hanno uno spessore non nullo: dunque non si ha più a che fare con un elemento superficiale, il *pixel*, ma con uno volumetrico, il *voxel*. Nella ricostruzione dell'immagine, sarà assunto che le misure eseguite siano dei raggi paralleli tra loro ed equispaziati, tali misure verranno poi ripetute a diversi angoli (a passo costante) con l'oggetto fermo.

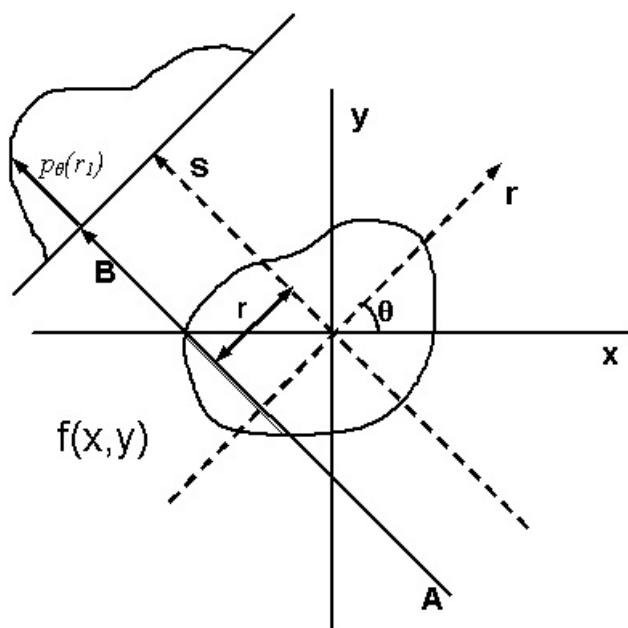


Figura 2.7: Schema raffigurante i tre processi descritti qui sopra

Assumendo che il fascio entrante sia monoenergetico e che l'oggetto sia di materiale uniforme, l'intensità del fascio che giunge al rivelatore può essere ricavata dalla legge di Lambert-Beer (formula 2.1).

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \Delta x} \quad (2.4)$$

Un oggetto non uniforme (dunque avente da punto a punto valori diversi del coefficiente di attenuazione lineare μ_n) può essere diviso in N oggetti più piccoli per il calcolo dell'attenuazione totale; se questi oggetti sono abbastanza piccoli, si può considerare ognuno di essi come un oggetto uniforme avente coefficiente di attenuazione lineare μ_n . Il fascio uscente è quindi:

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_{n=1}^N \mu_n \Delta x} \quad (2.5)$$

Se Δx tende a 0 si ha:

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_L \mu(x) dx} \quad (2.6)$$

Dividendo per I_0 (che ricordiamo essere l'intensità del fascio entrante) e considerando il logaritmo negativo della quantità, otteniamo:

$$p = -\ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \int_L \mu(x) dx \quad (2.7)$$

Questa quantità è una *proiezione*. Matematicamente una proiezione ad un certo angolo è l'integrale di linea dell'immagine nella direzione data da tale angolo; in termini pratici, è l'informazione derivata dalle energie trasmesse quando un oggetto è illuminato da una particolare angolazione. Per descrivere meglio il concetto di proiezione, consideriamo un oggetto rappresentato da una funzione bidimensionale $f(x, y)$ con integrali di linea aventi parametri (θ, t) si ha:

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (2.8)$$

L'equazione 2.7 può essere, quindi, riscritta come:

$$p(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.9)$$

Questa ultima funzione è la cosiddetta *trasformata di Radon*, dal nome di colui che, appunto, risolse il problema della determinazioni dei valori di una funzione $f(x, y)$ in un piano a partire dagli integrali di linea. L'insieme delle proiezioni prese per una data slice è detto *sinogramma*. L'algoritmo più usato per la ricostruzione delle immagini è quello di *backprojection* (o “retroproiezione”, in figura 2.8) che consiste nel proiettare indietro sul piano delle slices i valori di ogni sinogramma. Prendendo in considerazione la retroproiezione di un oggetto circolare, viene generato un artefatto “a stella”. Tale effetto cala al crescere del numero di proiezioni, ma non viene mai totalmente eliminato, presentando nel migliore dei casi un alone d'intensità decrescente con l'aumentare della distanza. La soluzione per eliminare questo artefatto consiste nell'uso di filtri sia sulle proiezioni che sull'immagine finale: questo è il metodo più usato per la ricostruzione tomografica ed è chiamato *filtered backprojection* (o “retroproiezione filtrata”, in figura 2.9).

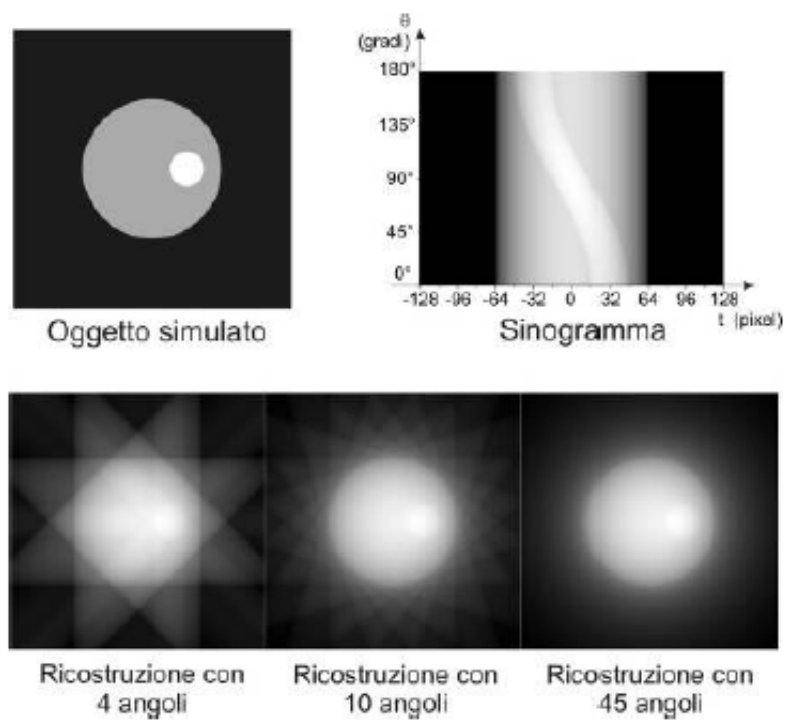


Figura 2.8: Esempio di retroproiezione “semplice”

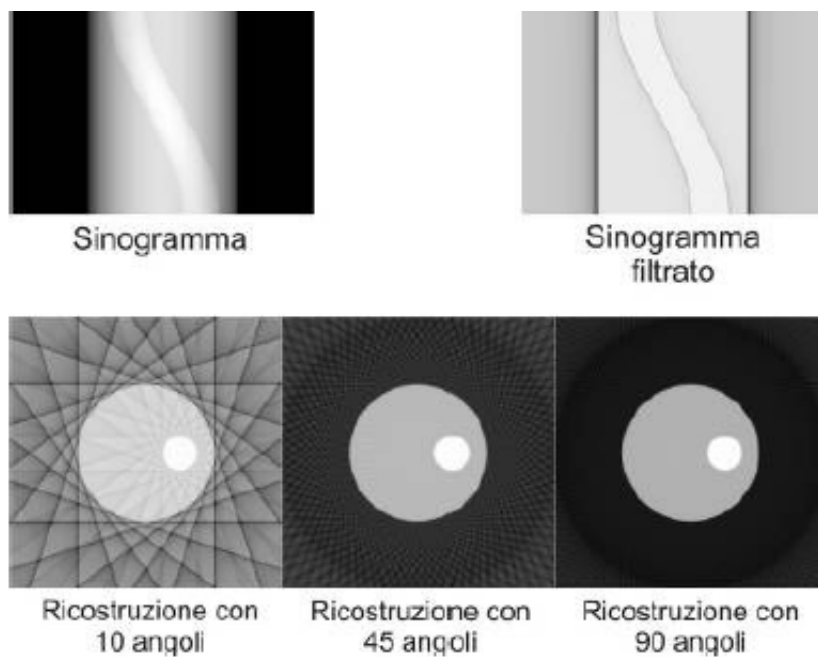


Figura 2.9: Esempio di retroproiezione *filtrata*

Capitolo 3

Parametri per la caratterizzazione di un rivelatore per imaging con raggi X

In questo capitolo sono descritti i principali parametri utili alla valutazione delle prestazioni di un rivelatore per analisi tomografiche e radiografiche con raggi X.

3.1 Curva di risposta

La curva di risposta di un sistema di rivelazione descrive il segnale d'uscita in funzione della quantità di fotoni giunti al rivelatore e ci si aspetta di avere una relazione lineare. Tale relazione va verificata studiando l'andamento del livello di grigio medio dei pixel al variare o del tempo di esposizione o della corrente nel tubo, lasciando, però, l'energia fissata.

3.1.1 Correzione di flat-field

Ad ogni misura viene eseguita la correzione di *flat-field*, consistente in una normalizzazione dell'immagine il cui livello di grigio medio servirà allo sviluppo della curva di risposta. Tale operazione va fatta per eliminare le disuniformità dovute alle caratteristiche del detector. L'operazione da eseguire è la seguente:

$$\frac{Imm - Imm_{dark}}{Imm_{vuoto} - Imm_{dark}} \cdot LdG_{den} = Imm_{norm} \quad (3.1)$$

Dove:

- Imm è l'immagine in esame
- Imm_{dark} è l'immagine acquisita a fascio spento
- Imm_{vuoto} è la media, per abbassare il rumore dovuto alle fluttuazioni statistiche, di un certo numero di immagini a fascio vuoto
- LdG_{den} è il livello di grigio medio di $Imm_{vuoto} - Imm_{dark}$

Si ottiene così un'immagine normalizzata il cui livello di grigio medio è utilizzato nella composizione della curva di risposta.

3.2 Rapporto segnale-rumore

Il *rapporto segnale-rumore*, detto anche SNR (dall'inglese Signal to Noise Ratio) si tratta di un parametro che individua il range di lavoro del sistema d'acquisizione preso in esame, permettendone una valutazione. Questo intervallo termina nel momento in cui si ha la prevalenza di rumore sul segnale utile. L'SNR è esprimibile come:

$$SNR = \frac{Segnale}{Rumore} \quad (3.2)$$

Da questa relazione si evince che un valore alto di questa misura indica un'alta efficienza del rivelatore, poichè il segnale è meno affetto da rumore, componente che può essere ridotta, ma mai eliminata.

All'interno di un rivelatore digitale, il rumore può essere distinto in due categorie: rumore di *dark current*) e rumore quantico. Il primo è prodotto dalla produzione spontanea di elettroni anche in assenza di fotoni interagenti; essi quali verranno conteggiati come se fossero stati generati da fotoni, cosa che in realtà non accade.

Il secondo, è formato dalle fluttuazioni casuali che si sovrappongono al segnale utile di un'immagine. Il numero di eventi N (in questo caso fotoni emessi da un tubo a raggi X) segue una statistica Poissoniana nella quale il rumore quantico corrisponde alla deviazione standard σ , da cui:

$$\text{Deviazione standard} \quad \sigma = \sqrt{N} \quad (3.3)$$

$$\text{Varianza} \quad \sigma^2 = N \quad (3.4)$$

$$SNR \propto \frac{N}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (3.5)$$

Ciò che è stato appena mostrato è un calcolo *teorico* del SNR, per un calcolo *reale* bisogna considerare anche la funzione QDE, ovvero l'*efficienza quantica di rivelazione* pari a:

$$QDE = \frac{N_{rivelati}}{N_{incidenti}} \quad (3.6)$$

e infine:

$$SNR_{reale} \propto \sqrt{N_{rivelati}} = \sqrt{QDE \cdot N_{incidenti}} \quad (3.7)$$

3.3 La risoluzione spaziale

La risoluzione spaziale è un parametro che indica la capacità di un sistema di imaging di distinguere particolari dell'immagine piccoli e vicini tra di loro. Tale proprietà dipende dalla geometria di acquisizione, dalla dimensione e numero dei pixel e dalla macchia

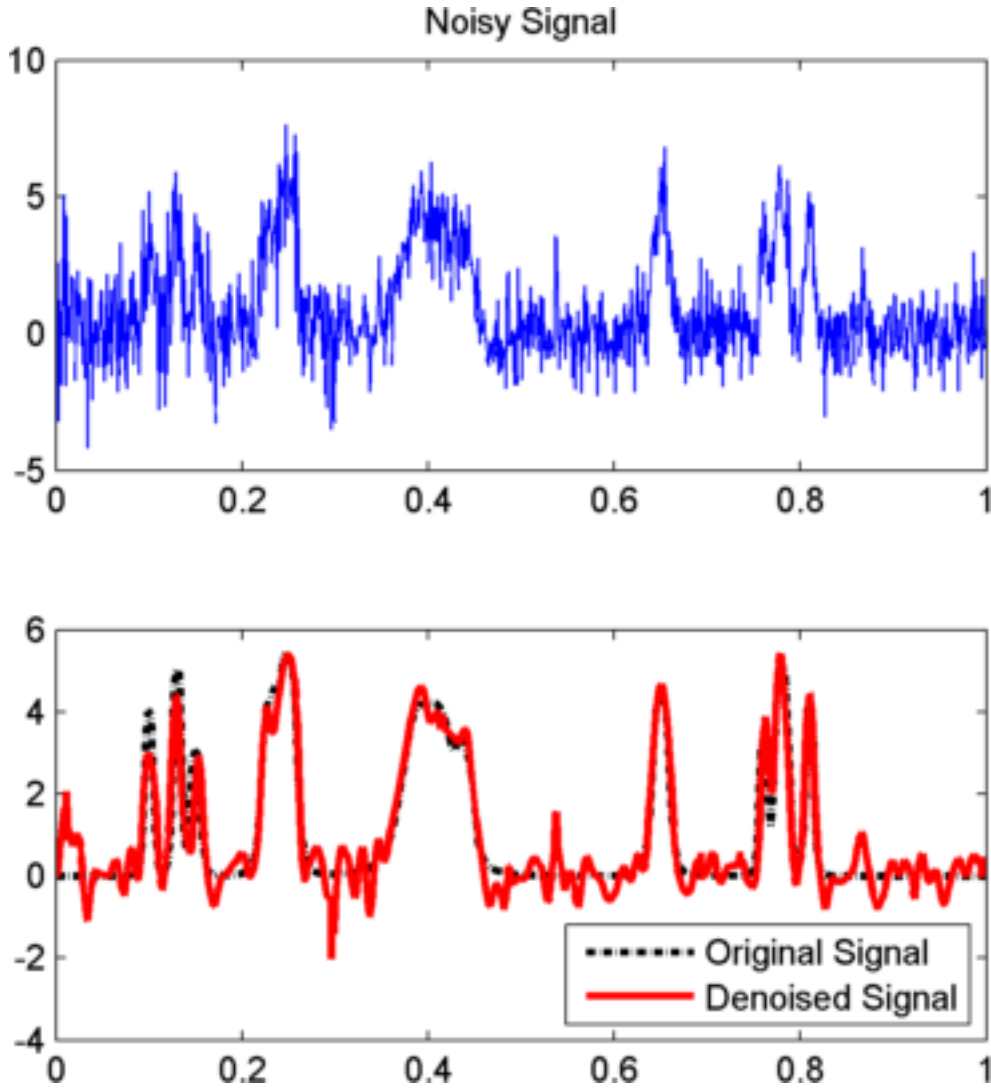


Figura 3.1: Segnale con rumore (sopra) e segnale ideale (sotto)

focale del tubo. Nel caso di dettagli di dimensioni inferiori alla risoluzione spaziale del sistema, si ha uno *sfocamento dell'immagine* ovvero si ha una sovrapposizione tra due dettagli vicini che diventano dunque indistinguibili. Il mezzo matematico per lo studio dello sfocamento dell'immagine è dato dalla PSF (*Point Spread Function*) la cui convoluzione $h(x-x', y-y')$ genera la risposta di un rivelatore ad un impulso puntiforme. Infatti, la relazione tra immagine $f(x, y)$ e oggetto $g(x, y)$ è data da:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' \quad (3.8)$$

Un rivelatore, idealmente, in risposta ad uno stimolo puntiforme, dovrebbe dare luogo ad un'immagine essa stessa composta da un unico punto, ma nella realtà si ha a che fare con una distribuzione radiale d'intensità, rappresentata, appunto, dalla PSF. A questa misura se ne associano altre equivalenti distinguibili dalla natura dell'oggetto in esame: la Line Spread Function (LSF) se l'oggetto è lineare (nel caso ideale una fenditura di larghezza infinitesima e lunghezza infinita) e la Edge Spread Function (ESF) se il segnale

in ingresso rappresenta una funzione gradino.

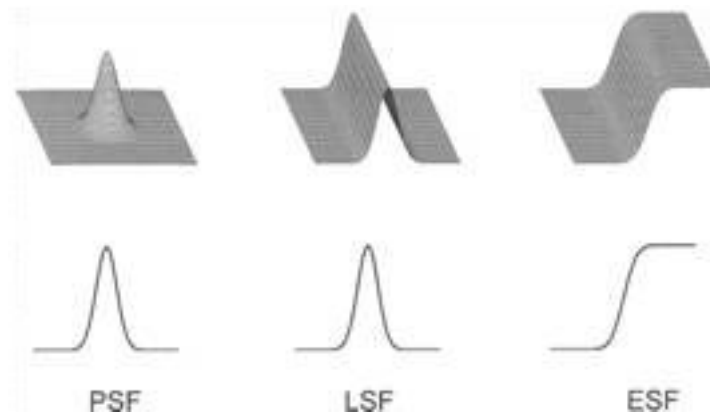


Figura 3.2: Le tre funzioni per la risoluzione spaziale: PSF, LSF, ESF

Data la difficoltà di misurare direttamente la LSF, si preferisce spesso calcolarla indirettamente attraverso una previa misura della ESF: questa viene eseguita interponendo una lastra di materiale totalmente assorbente con bordo netto tra la sorgente e il rivelatore. Dall'ESF si ottiene la LSF dalla relazione

$$LSF = \frac{d}{dx} ESF \quad (3.9)$$

3.3.1 Modulation Transfer Function

L'importanza della LSF sarà evidente una volta descritta la MTF, ovvero la *Modulation Transfer Function*. Essa è una misura fondamentale per la risoluzione spaziale del dispositivo poichè descrive la perdita d'informazione dall'acquisizione alla visualizzazione di un'immagine al diminuire delle dimensioni dell'oggetto (quindi all'aumentare delle frequenze spaziali). In altre parole è definita come il rapporto tra la modulazione del segnale in uscita e di quello in ingresso, in funzione delle frequenze spaziali (u) e misurata in coppie di linee per millimetro (lp/mm)

$$MTF(u) = \left| \frac{M_{out}(u)}{M_{in}(u)} \right| \quad (3.10)$$

Il suo valore è uguale a 1 idealmente, nel caso reale invece lo è solo a basse frequenze spaziali e tende a 0 per alte frequenze. Grazie alla MTF si ha uno strumento in grado di descrivere la proprietà di trasferimento del contrasto di un rivelatore, infatti la MTF specifica ad ogni frequenza spaziale qual è il valore della frazione di contrasto apprezzabile su un'immagine. Tracciando in un grafico l'andamento della MTF in funzione delle frequenze spaziali, è possibile dare una valutazione della qualità del sistema: più lentamente la curva tende a 0, più il sistema è in grado di riprodurre le diverse frequenze spaziali. Matematicamente parlando, la MTF è il modulo della trasformata di Fourier della LSF, quindi, ricordando la relazione descritta precedentemente tra LSF ed ESF si ha:

$$MTF(u) = |FT[LSF(x)]| = |FT[\frac{d}{dx}ESF(x)]| \quad (3.11)$$

dove FT indica la Trasformata di Fourier. Per ottenere la MTF di un sistema, basta fare il prodotto della MTF dei singoli componenti. È inoltre possibile valutare la frequenza massima rilevabile (oltre la quale la MTF è sicuramente uguale a 0), data dalle caratteristiche costruttive del rivelatore, detta *frequenza di Nyquist*

$$\nu_n = \frac{1}{2\Delta x} [lp/mm] \quad (3.12)$$

Dove Δx indica il passo di campionamento del segnale, che, infatti, non è continuo.

3.3.2 Pixel binning

La tecnica del Pixel Binning consiste nell'unione di più pixel in uno unico, la cui area totale è pari alla somma delle aree dei singoli pixel.

Binning 1×1 significa che i singoli pixel sono invariati.

Binning 2×2 comporta invece l'unione di 4 pixel adiacenti.

Quest'ultima operazione aumenta la quantità di luce raccolta di 4 volte, mentre riduce la risoluzione della metà. Il suo utilizzo in fase di acquisizione delle proiezioni radiografiche permette di ridurre i tempi.

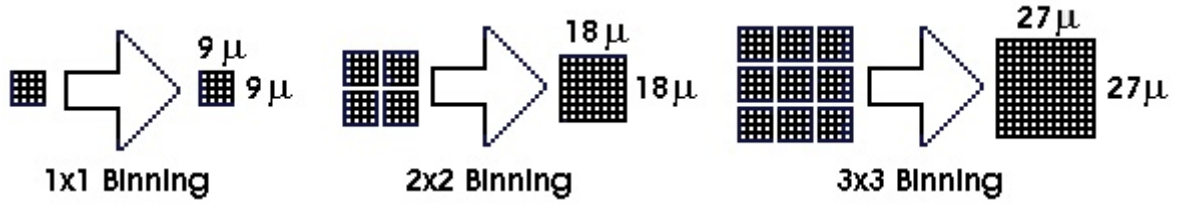


Figura 3.3: Binning per sensore con un pixel size di $9\mu m$

Capitolo 4

Il sistema tomografico

In questo capitolo verranno descritti gli strumenti che faranno parte dell'apparato in progettazione; su alcuni di essi sono stati fatti dei test, i cui risultati sono descritti nel capitolo successivo. Il sistema attualmente in uso nei Laboratorio di Tomografia Computerizzata con raggi X, situato presso Palazzo S. Croce di Ravenna, è stato realizzato in modo da poter analizzare oggetti anche di notevoli dimensioni ma composti da materiali leggeri come il legno, oppure oggetti cavi come vasi di terracotta. Per questo tipo di analisi, è sufficiente l'uso di una sorgente X da 200 kV, poichè l'assorbimento da parte degli oggetti in esame è modesto. Questo range energetico non permette l'analisi di oggetti con dimensioni simili ma con densità più elevata, come, ad esempio, dei blocchi di terra con all'interno elementi, anche metallici, poichè l'effetto di assorbimento è maggiore e non arrivano abbastanza fotoni X per consentire una ricostruzione tomografica soddisfacente.

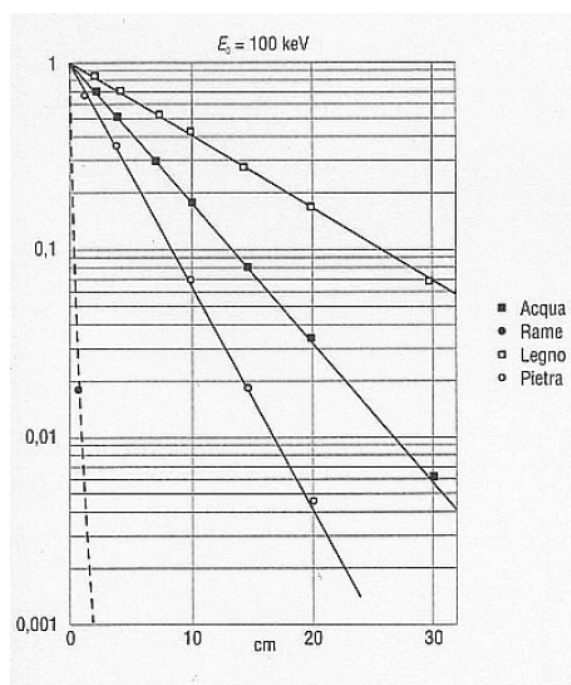


Figura 4.1: Curve di attenuazione di raggi X monocromatici da 100 keV in diversi materiali

Nasce, quindi, il bisogno di realizzare un sistema tomografico ad hoc, a partire da una sorgente più energetica, da 300 kV, capace di ridurre l'effetto di assorbimento: la sua energia media è pari ad un terzo di quella massima, quindi la distribuzione ha un picco intorno ai 100 keV. Ad un certo tipo di sorgente deve essere associato uno schermo scintillatore adeguato che deve avere un'alta efficienza di scintillazione e deve garantire una buona risoluzione; inoltre ci si aspetta che questo abbia uno spessore tale da assicurare una buona efficienza di rivelazione dei fotoni. Infine, con l'uso di una sorgente con un certo range energetico, i problemi di radioprotezione richiedono l'utilizzo di un bunker nuovo, attualmente non disponibile nei laboratori di Bologna e di Ravenna. Bisogna tenere in considerazione queste e altre esigenze per poter progettare un apparato adatto, e le proprietà di questi strumenti devono essere testate attentamente.

Un sistema tomografico moderno è composto dai seguenti elementi:

- Sorgente di raggi X
- Collimatore
- Sistema di movimentazione per l'oggetto o per il sistema sorgente-rivelatore
- Rivelatore digitale
- Software di controllo
- Software di ricostruzione

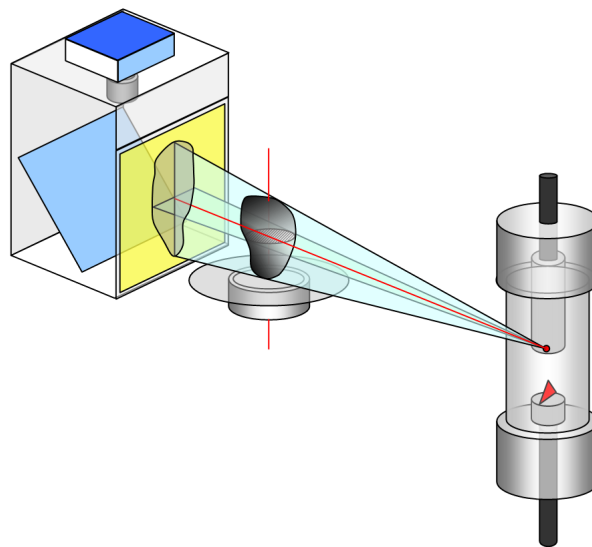


Figura 4.2: Schema di un apparato tomografico con sistema di rivelazione costituito da uno schermo scintillatore accoppiato ad una camera CCD

4.1 Sorgente di raggi X

La sorgente di raggi X che sarà utilizzata nell'apparato, è un tubo siteX modello D3206 fornito dalla ditta DIMART da 300 kV e 6 mA. Di tale strumento è stata eseguita la caratterizzazione, descritta ampiamente nel paragrafo 5.2. Qui di seguito sono elencate le sue caratteristiche tecniche:

Range di tensione in uscita	dai 90 kV ai 300 kV
Range di corrente del tubo	dai 1 mA ai 6 mA
Dimensione spot focale ottico	$2.5 \times 2.5\text{mm}$
Range di temperatura operativo	dai -25°C ai $+70^{\circ}\text{C}$
Peso totale (esclusi i guard rings)	30 kg



Figura 4.3: Tubo a raggi X D3206

Nel progetto è prevista anche la presenza di un collimatore per i fasci X prodotti, ma non è ancora stato stabilito quale possa essere più adatto al sistema.

4.2 Sistema di rotazione

Il sistema di rotazione previsto è lo stesso in uso presso Laboratorio di Ravenna: ovvero una tavola rotativa RV160 della ditta Newport con risoluzione al millesimo di grado e con capacità di carico da 2700 N. Si ha quindi una piattaforma molto precisa e al contempo capace di sorreggere masse fino a circa 300 kg. Questa è la parte essenziale; per la prosecuzione del progetto si prevede l'aggiunta di altri componenti di movimentazione.

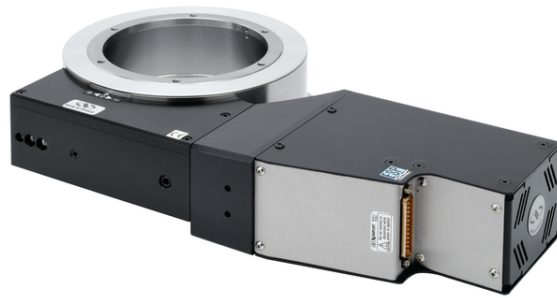


Figura 4.4: Tavola rotativa Newport RV160

4.3 Rivelatore

Il sistema di rivelazione in progettazione è composto da uno schermo scintillatore accoppiato otticamente ad una camera CCD (Charge-Coupled Device). Dopo aver attraversato l'oggetto in esame, il fascio di raggi X colpisce lo schermo cedendogli una parte della propria energia, causando l'eccitazione degli atomi urtati. Da questa eccitazione si ha una produzione di fotoni con frequenza appartenente al visibile (quindi produzione di luce), i quali vengono riflessi da uno specchio, situato a 45° rispetto al piano della camera digitale. Il segnale luminoso prodotto dallo schermo scintillatore, giunge al CCD attraverso l'uso di un obiettivo adatto. Il compito del CCD, situato all'interno della camera, è quello di, una volta ricevuto il segnale luminoso, produrre un segnale elettrico con cui si ricostruisce la matrice dei pixel che compongono l'immagine proiettata sulla superficie del CCD.

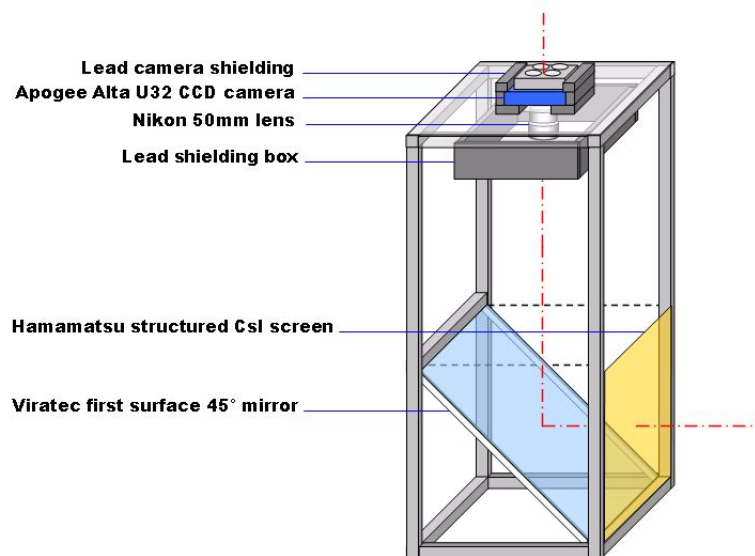


Figura 4.5: Rappresentazione schematica di un sistema di rivelazione del tipo schermo scintillatore-CCD

Lo specchio elimina parzialmente il rumore dovuto all'interazione diretta del fascio col CCD, evitandone il deterioramento, compito eseguito in parte anche dalla protezione in piombo applicata sulla telecamera.

4.3.1 Schermo scintillatore

Lo schermo scintillatore in questione è prodotto dalla ditta Hamamatsu; esso è al Ioduro di Cesio (CsI) attivato al Tallio con struttura ad aghi su un substrato di alluminio (ALS) ed ha spessore pari a 2 mm. La struttura ad aghi è una proprietà fondamentale dello ioduro di cesio: i cristalli fanno da guida ai fotoni visibili appena creati dall'interazione fascio X-schermo, garantendo una migliore risoluzione rispetto ad una struttura a granuli. L'attivazione del tallio ha la peculiarità di aumentare l'efficienza di scintillazione ed ottenere la lunghezza d'onda voluta per la luce in uscita.

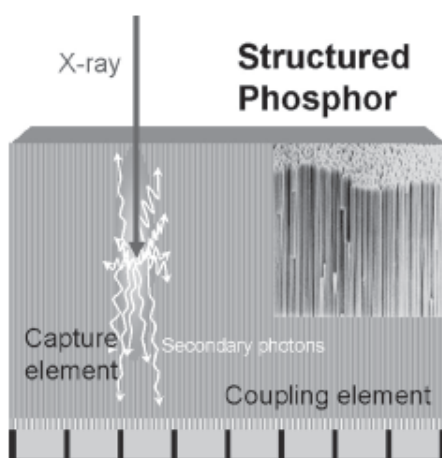


Figura 4.6: Schema della struttura ad aghi dello schermo scintillatore

Qui di seguito sono elencate le proprietà tecniche dello schermo scintillatore, la cui caratterizzazione e l'applicazione pratica nel campo dei beni culturali sono descritte nei paragrafi 5.1 e 5.5.

Area totale	$468 \times 468 \text{ mm}^2$
Area effettiva	$440 \times 440 \text{ mm}^2$
Spessore del substrato	1 mm
Spessore CsI	2 mm



Figura 4.7: Schermo scintillatore CsI attivato al Tallio con struttura ad aghi

4.3.2 Camera CCD

La camera che completerà il rivelatore è un' Alta U9000 della ditta americana Apogee Instruments Inc, dotata di un CCD Kodak KAF – 09000 da 9 Mpixel (3056 x 3056 pixel) con un pixel size di $12 \times 12 \mu m^2$. Qui segue una tabella con le sue caratteristiche:

Numero di pixel	3056 × 3056
Dimensioni pixel	$12 \times 12 \mu m$
Filtrazione	1.5 mm Fe
Area attiva del CCD	36.7×36.7 mm
Raffreddamento massimo	-45° rispetto alla temperatura ambiente
Stabilità della temperatura	$\pm 0.1^\circ C$
Risoluzione digitale	16 bits a 1MHz e 12 bits a 5MHz



Figura 4.8: Camera Apogee Alta U9000

Al fine di ridurre il rumore termico il sensore è dotato di un sistema di raffreddamento a cella di Peltier: essa è composta da due superfici, una assorbe il calore e l'altra lo emette. Il trasferimento di calore avviene in una direzione dipendente dal verso della corrente continua applicata ai capi della cella. La dissipazione del calore accumulato è velocizzata dalla presenza di ventole sul lato esterno del CCD.

L'obiettivo scelto per il box rivelatore è un macro Nikkor della Nikon: di distanza focale 55 mm e di apertura f/3.5.



Nel sistema tomografico è prevista la presenza di due software, uno di *controllo* e uno di *ricostruzione*.

Il software che si intende usare, invece, per la ricostruzione è PARREC, sviluppato dalla Dott.ssa Rosa Brancaccio presso il Dipartimento di Fisica-Astronomia dell'Università di Bologna e già in uso sia nei laboratori di Bologna che in quelli di Ravenna. Si tratta di un software di ricerca e non commerciale, quindi è più “open” sia come programma interfaccia-utente (infatti permette di lanciare le procedure e di intervenire in determinati modi), sia nella modifica di algoritmi e nella programmazione di nuove versioni; è quindi un progetto in evoluzione. Esso contiene le proiezioni acquisite, l'immagine dark, l'immagine a “fascio vuoto” e un file contenente le informazioni dell'acquisizione (numero di proiezioni, angolo e verso di rotazione, la distanza tra soggetto e oggetto, quella tra sorgente e rivelatore, la geometria del fascio). Le procedure fondamentali di PARREC per l'elaborazione dei dati per la ricostruzione delle slice sono:

- **Makeatenrad** per la normalizzazione dei fotogrammi
- **Makesinos** per la creazione dei sinogrammi
- **Ricostruzione** attraverso la retroproiezione filtrata (cfr. paragrafo 2.3)

Il software, inoltre ha la possibilità, attraverso algoritmi di correzione, di applicare dei filtri, correggere gli *spot* dovuti all'interazione diretta dei fotoni con il sensore e gli *artefatti ad anello*, dovuti a pixel che sistematicamente hanno una risposta differente da quelli adiacenti (nel sinogramma appaiono come righe verticali con differente densità). In aggiunta sono presenti modalità particolari di trattamento dell'immagine, come il *collate*, il cui utilizzo è descritto nel paragrafo 5.5. È stato scritto anche in modalità parallela, quindi può girare su più core nella stessa macchina o anche su cluster. Attualmente PARREC usa una *fan-beam geometry*, ma è in fase di ultimazione una nuova versione con l'uso della *cone-beam geometry*.

Capitolo 5

Prove sperimentali

In questo capitolo sono descritte inizialmente le caratterizzazioni della sorgente a raggi X e dello schermo scintillatore che andranno a formare il nuovo sistema tomografico; poi si prosegue con la scelta dell'obiettivo da applicare sul CCD, misura molto importante, poichè dà diverse indicazioni sulle dimensioni che il box del rivelatore dovrà avere; il suo progetto e la sua costruzione sono poi discusse nel quarto paragrafo. Il capitolo si chiude con un' applicazione dello schermo scintillatore nello studio di antiche olle fornite dalla Soprintendenza per i Beni Archeologici dell'Emilia-Romagna. È da evidenziare che, non essendo stato completato il nuovo sistema, quest'ultima prova, è stata realizzata con l'uso dell'apparato già in uso nei laboratori di Ravenna. Questo fatto è utile per fornire informazioni su come il “vecchio” sistema si comporta con questo tipo di materiale (pani di terra contenenti delle olle), da cui si possono trarre indicazioni per costruire quello nuovo.

5.1 Caratterizzazione tubo a raggi X

Il collaudo del tubo a raggi X D3206 da 300 kV ha avuto luogo presso i bunker della COMECER S.P.A. di Castel Bolognese (RA); questo perchè i bunker dei laboratori di Ravenna e di Bologna non sono adatti per sorgenti di energie così alte. Lo studio consiste in una serie di misure dosimetriche effettuate per mezzo del rivelatore Unfors Xi, situato ad 1 m dalla sorgente a raggi X. Le incertezze dichiarate dal costruttore del rivelatore sono del 5% per tutti i parametri, tranne che per la tensione (2%) e per il tempo di esposizione (0.5%).

5.1.1 Warm-up del tubo

In seguito al posizionamento del tubo all'interno del bunker, la prima operazione eseguita è stata il monitoraggio del *warm-up* fino a 300 kV e a 6mA, che ha avuto una durata complessiva di 30 minuti. Per verificare il funzionamento del tubo, dopo aver impostato una tensione di 90 kV e una corrente di 1 mA, è stato effettuato un primo irraggiamento di 20 s; nella seguente tabella sono riportati i risultati di tale misura.

Misure Unfors Xi				
Tensione (kV)	Dose integrale (μGy)	Rateo di dose ($\mu\text{Gy/s}$)	Tempo di esposizione (s)	Filtraggio (mm Al)
84.66 ± 1.69	163.40 ± 8.17	9.063 ± 0.453	18.38 ± 0.09	7.20 ± 0.36

5.1.2 Comportamento del tubo al variare della tensione

Successivamente sono state eseguite delle misure per studiare il comportamento del tubo al variare della tensione, riportate nelle tabelle e grafici seguenti. L'operazione consiste in irraggiamenti di 20 s l'uno con corrente fissata ad 1 mA e tensione variabile tra i 90 kV e i 300 kV con un passo di 30 kV. Il dato in grassetto è un dato rigettato poichè non coerente (il rateo di dose riportato era $21.05 \mu\text{Gy/s}$ contro un $48 \mu\text{Gy/s}$ atteso). Inoltre a 300 kV non è stato possibile leggere i valori perché lo strumento andava in saturazione.

Dai grafici in figura 5.1 si evince che, come atteso, ad un aumento della tensione corrisponde un aumento sia della dose integrale che del rateo di dose. Inoltre non si notano differenze significative nell'intervallo compreso tra 90 kV e 240 kV.

Misure Unfors Xi				
Tensione (kV)	Dose integrale (μGy)	Rateo di dose ($\mu\text{Gy/s}$)	Tempo di esposizione (s)	Filtraggio (mm Al)
84.66 ± 1.69	163.40 ± 8.17	9.063 ± 0.453	18.38 ± 0.09	7.19 ± 0.36
- - -	180.00 ± 9.00	9.284 ± 0.464	18.24 ± 0.09	3.64 ± 0.18
- - -	467.50 ± 23.38	25.080 ± 1.254	19.13 ± 0.10	4.73 ± 0.23
- - -	712.50 ± 35.61	37.460 ± 1.873	19.41 ± 0.10	4.63 ± 0.23
- - -	940.20 ± 47.01	48.285 ± 2.414	19.87 ± 0.10	4.11 ± 0.20
- - -	1131.00 ± 56.55	59.110 ± 2.955	20.68 ± 0.10	4.34 ± 0.22
- - -	1154.00 ± 57.70	54.510 ± 2.726	21.60 ± 0.11	4.65 ± 0.23
- - -	- - -	- - -	- - -	- - -

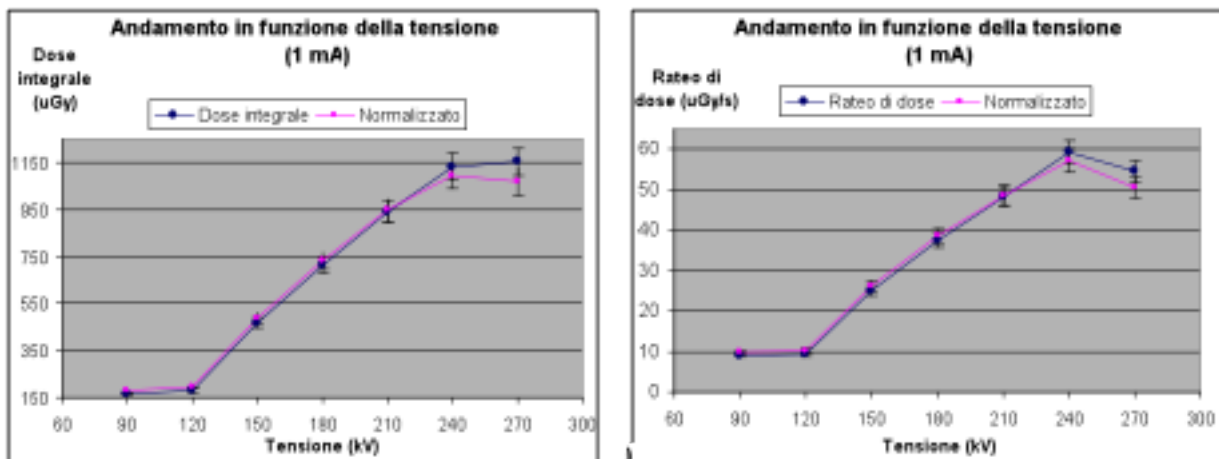


Figura 5.1: Andamento della dose integrale (sx) e del rateo di dose (dx) in funzione della tensione applicata al tubo a raggi X

5.1.3 Comportamento del tubo in funzione della corrente

Per questo studio, il tubo è stato impostato per irraggiare a 320 kV; in queste condizioni è stato studiato l'andamento del rateo di dose in funzione della corrente per un irraggiamento di 5 minuti, qui segue il grafico coi dati acquisiti in tempo reale.

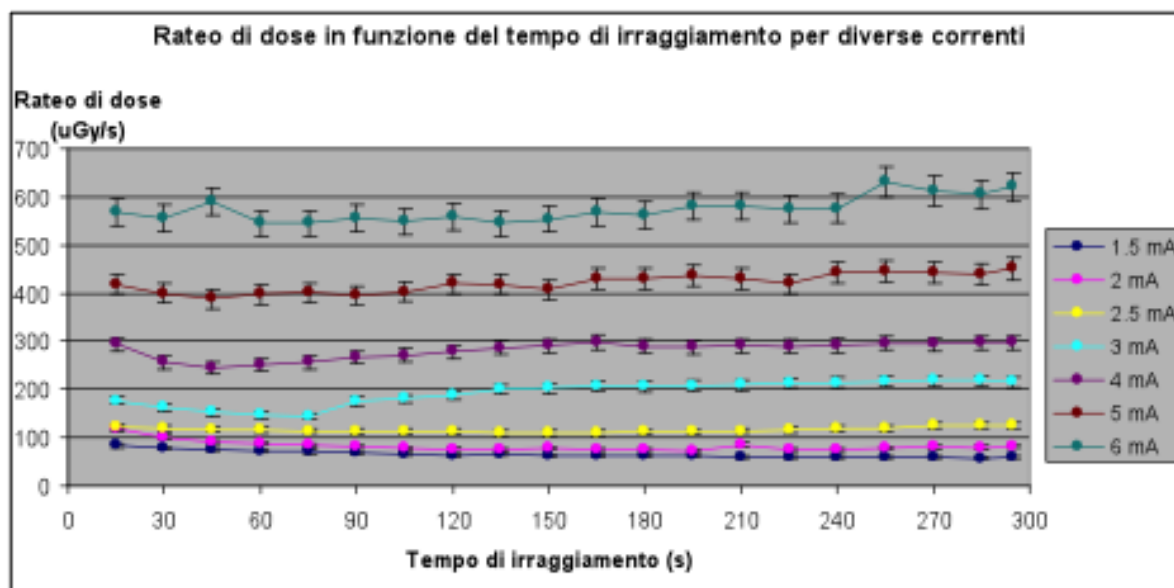


Figura 5.2: Andamento del rateo di dose in funzione del tempo d'irraggiamento per diverse correnti

Dal grafico in figura 5.2 è evidente come il rateo di dose abbia un andamento abbastanza stabile durante i 5 minuti d'irraggiamento e che sia proporzionale alla corrente.

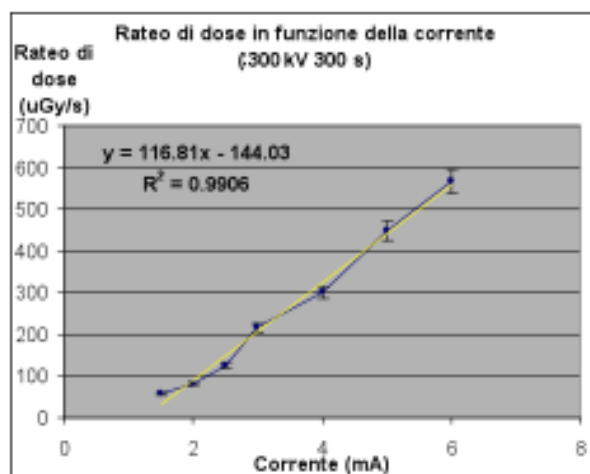


Figura 5.3: Andamento del rateo di dose in funzione della corrente

I dati rappresentati nel grafico in figura 5.3 mostrano un andamento lineare con la corrente come ci si aspetta.

5.1.4 Andamento della dose integrale in funzione del tempo d'irraggiamento

Questo studio consiste in 3 prove ognuna delle quali svolta per un diverso tempo d'irraggiamento, lasciando invariate tensione del tubo (300 kV), corrente (2 mA). Qui seguono le tabelle e il grafico con i dati acquisiti.

Misure Unfors Xi		
Tempo (s)	Dose (μGy)	Tempo misurato (s)
30.0 ± 0.1	3030 ± 152	33.85 ± 0.17
120.0 ± 0.6	10460 ± 520	123.27 ± 0.62
300.0 ± 1.5	26080 ± 1300	303.5 ± 1.52

Il grafico in figura 5.4 mostra che la risposta in dose è lineare rispetto al tempo d'irraggiamento, come atteso.

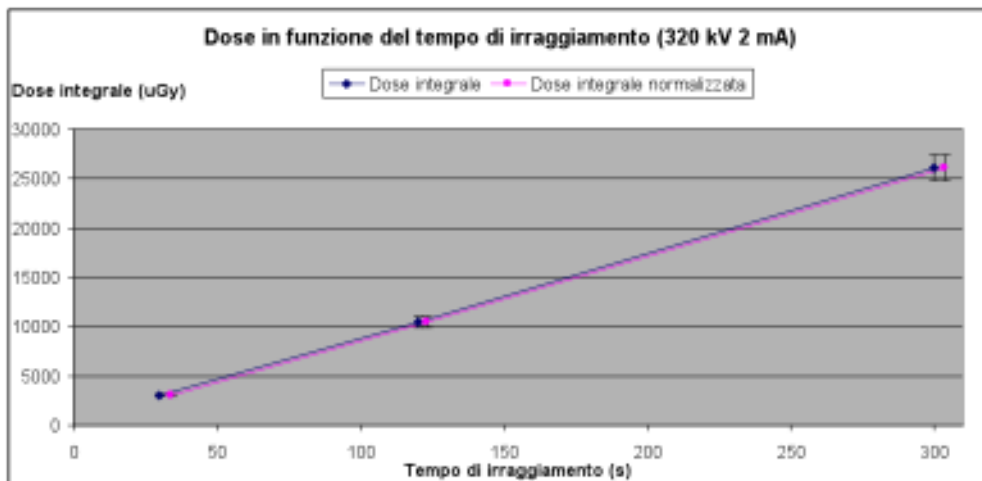


Figura 5.4: Andamento della dose in funzione del tempo d'irraggiamento

5.1.5 Risultati

Le misure eseguite hanno mostrato che il tubo funziona correttamente. I risultati ottenuti sono soddisfacenti in termini di stabilità del rateo di dose almeno per tempi d'irraggiamento brevi (5 minuti), linearità del rateo di dose in funzione della corrente e della dose integrale in funzione del tempo d'irraggiamento. Sono comunque necessarie nuove misure per verificare la stabilità di erogazione dei raggi X del tubo per tempi d'irraggiamento più lunghi.

5.2 Caratterizzazione dello schermo scintillatore CsI di spessore 2 mm

Il collaudo per lo schermo scintillatore Hamamatsu di CsI di spessore 2 mm è stato effettuato attraverso un confronto delle sue caratteristiche con quelle di uno schermo scintillatore analogo di spessore 1 mm nelle stesse condizioni sperimentali. Le misure sono state eseguite presso il Laboratorio di Tomografia Computerizzata con raggi X, all'interno di Palazzo S. Croce a Ravenna.

Il tubo a raggi X utilizzato per le misure non è il D3206, (ovvero quello caratterizzato nel paragrafo precedente) bensì è una sorgente MHF200 prodotta dalla Gilardoni avente:

Tensione massima	200 kV
Corrente massima	8 mA
Macchia focale	1.5 mm
Potenza massima	900 W

Il sistema di rivelazione è composto dallo schermo scintillatore (in questo caso i due confrontati), da uno specchio inclinato a 45° e da una camera Alta U32 con CCD Kodak KAF-3200E/ME da 3 Mpixel, con l'applicazione dell'obiettivo da 55 mm, selezionato a seguito delle misure illustrate nel paragrafo 5.3. La camera ha le seguenti proprietà tecniche:

Numero di pixel	2184×2184
Dimensione pixel	$6.8 \times 6.8 \text{ } \mu\text{m}^2$
Area attiva	$14.8 \times 10.0 \text{ mm}^2$

La sorgente di raggi X e lo schermo scintillatore sono stati posti a una distanza di 2 m. I confronti tra i due schermi scintillatori, atti a verificare le caratteristiche di quello di spessore di 2 mm, sono stati eseguiti per le seguenti misure:

- Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione e della tensione di lavoro;
- Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione e della tensione di lavoro con l'aggiunta inizialmente di un filtro di Cu di 1 mm e poi di un filtro di Cu di 2 mm per definire ulteriormente il confronto dell'efficienza energetica dei due schermi scintillatori;
- Funzione di trasferimento della modulazione in frequenza (MTF).

5.2.1 Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione e della tensione di lavoro

La prima curva di risposta è stata misurata dapprima mantenendo costanti la tensione di lavoro a 200 kV e la corrente a 2 mA, variando il tempo di esposizione in un intervallo temporale compreso tra 0.05 s e 2 s.

Nei diversi tempi di acquisizione è stato misurato il livello medio di grigio (ovvero l'intensità media dei pixel) sull'immagine applicando un pixel binning 2×2 a seguito dell'operazione di *flat field* (illustrata in 3.1.1) la cui immagine a fascio vuoto è stata acquisita da una media di 8 immagini, per garantire un calo dell'eventuale rumore dato dalle fluttuazioni statistiche. Inoltre è stata calcolata la deviazione standard del livello di grigio medio, assunto come errore di tale valore.

Le tabelle seguenti riportano i valori ottenuti per i due schermi, confrontati nel grafico in figura 5.5.

Schermo scintillatore di spessore 2 mm		
Tempo di esposizione (s)	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
0.10	127	7
0.20	292	9
0.40	617	10
0.60	950	12
0.80	1305	13
1.00	1643	14
1.20	1985	15
1.40	2320	17
1.60	2655	18
2.00	3279	20

Schermo scintillatore di spessore 1 mm		
Tempo di esposizione (s)	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
0.05	46	6
0.10	126	7
0.20	294	10
0.40	625	11
0.60	956	2
0.80	1287	13
1.00	1620	14
1.20	1955	16
1.40	2293	17
1.60	2623	18
2.00	3270	20

Analizzando il grafico che segue, si evince come la risposta dei due schermi sia lineare e che essi producano due curve di risposta perfettamente sovrapponibili.

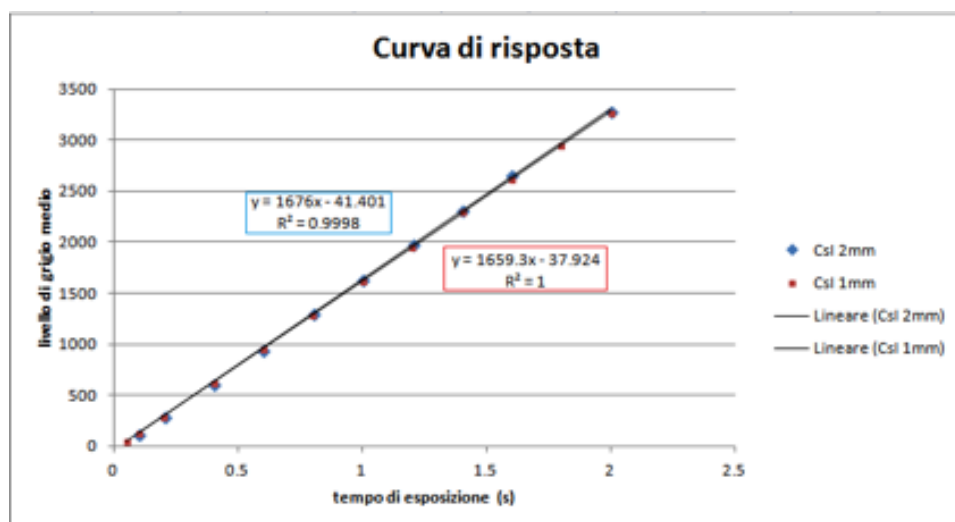


Figura 5.5: Confronto delle curve di risposta dei due schermi scintillatori in funzione del tempo di esposizione

La stessa analisi è stata eseguita nuovamente mantenendo il tempo di esposizione costante a 2 s e variando la tensione di lavoro in un intervallo compreso tra 60 kV e 200 kV. Qui seguono le tabelle relative ai dati di acquisizione e il grafico delle curve di risposta.

Schermo scintillatore di spessore 2 mm		
Tensione di lavoro (kV)	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
80	364	8
100	729	9
120	1209	12
140	1750	14
160	2333	16
200	3279	20

Schermo scintillatore di spessore 1 mm		
Tensione di lavoro (kV)	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
60	209	7
80	495	9
100	915	10
120	1407	13
140	1928	15
160	2464	17
180	2960	19
200	3270	20

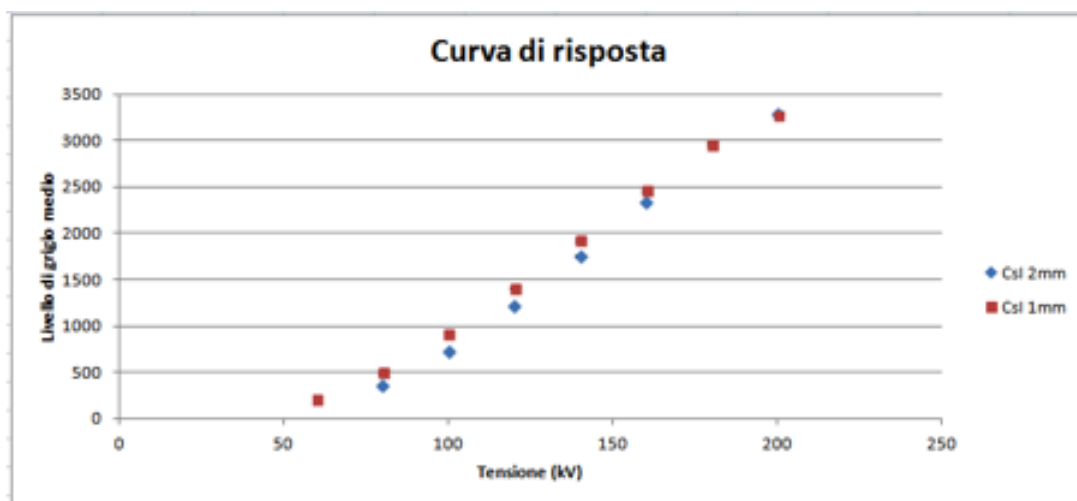


Figura 5.6: Confronto delle curve di risposta dei due schermi scintillatori in funzione della tensione di lavoro

Rispetto alle misure precedenti, nel grafico riportato nella figura 5.6, si può osservare che i punti della curva di risposta dello schermo scintillatore da 2 mm sono leggermente minori rispetto a quello da 1 mm. Questo fenomeno si può spiegare per il fatto che la sorgente a raggi X ha una tensione di picco di 200 kV: ciò comporta un valore massimo per l'energia media attorno ai 67 keV. Lo schermo scintillatore da 2 mm è stato, però, progettato per energie medie dell'ordine dei 100 keV, per cui in queste acquisizioni non è stato usato nelle sue condizioni ottimali. Tale spiegazione può avere ulteriore fondamento analizzando gli ultimi punti della curva: i due schermi assumono valori simili proprio perchè si trovano nelle condizioni adatte all'uso del nuovo schermo.

5.2.2 Curva di risposta in funzione del tempo di esposizione con l'aggiunta di filtri di Cu

Data la difficoltà nella distinzione delle caratteristiche dei due schermi dalle misure precedenti, è stato aggiunto davanti alla finestra di uscita del fascio di raggi X un filtro di Cu, inizialmente di 1 mm e successivamente di 2 mm, atto a indurire il fascio prodotto dalla sorgente, ottenendo un effetto di *beam hardening*.

La curva di risposta è stata riprodotta per ambedue gli schermi, ognuno con l'applicazione di entrambi i filtri, a tensione di lavoro e corrente costanti (rispettivamente a 200 kV e a 4 mA) variando il tempo di esposizione in un intervallo compreso tra 0.05 s e 3 s.

L'operazione eseguita è la stessa di quelle precedenti, con l'unica differenza che nella correzione di *flat field* è stata utilizzata come immagine a fascio vuoto un'immagine ricavata dalla media di 4 *frame*, sempre per diminuire eventuali errori dovuti alle fluttuazioni statistiche. Qui sotto vengono riportati i dati in tabella e successivamente confrontati in due grafici (figure 5.7 e 5.8), ognuno basato sull'utilizzo di uno dei due filtri.

Schermo scintillatore di spessore 2 mm				
Tempo di esposizione (s)	Filtro di Cu di 1 mm		Filtro di Cu di 2 mm	
	Livello di grigio medio	Deviazione Standard	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
0.50	507	11	406	11
1.00	1046	13	842	12
1.50	1585	16	1278	14
2.00	2124	18	1716	16
2.50	2660	20	2124	18
3.00	3200	20	2572	19

Schermo scintillatore di spessore 1 mm				
Tempo di esposizione (s)	Filtro di Cu di 1 mm		Filtro di Cu di 2 mm	
	Livello di grigio medio	Deviazione Standard	Livello di grigio medio	Deviazione Standard
0.50	- - -	- - -	270	10
1.00	752	13	566	13
1.50	1139	15	857	13
2.00	1524	17	1147	15
2.50	1910	19	- - -	- - -
3.00	2294	20	- - -	- - -

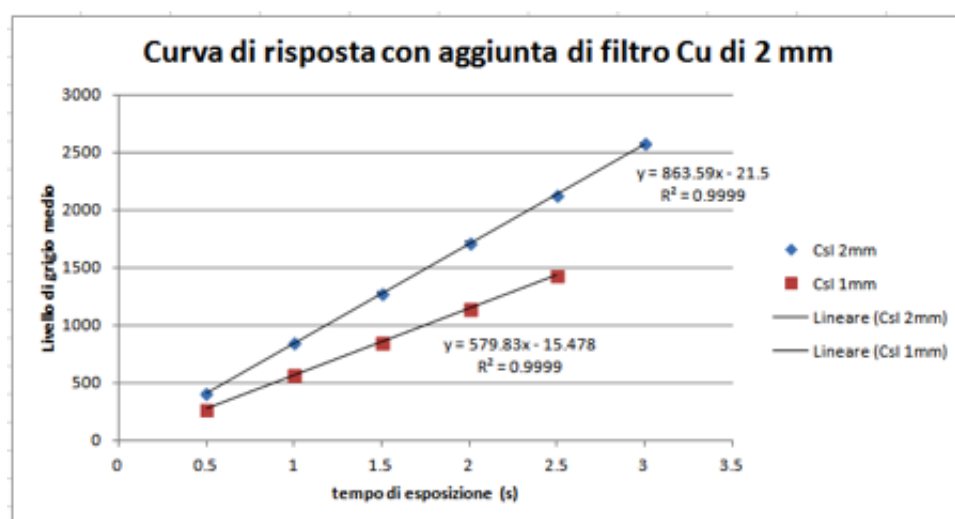


Figura 5.7: Confronto delle curve di risposta dei due schermi scintillatori con l'aggiunta di un filtro di Cu di 2 mm

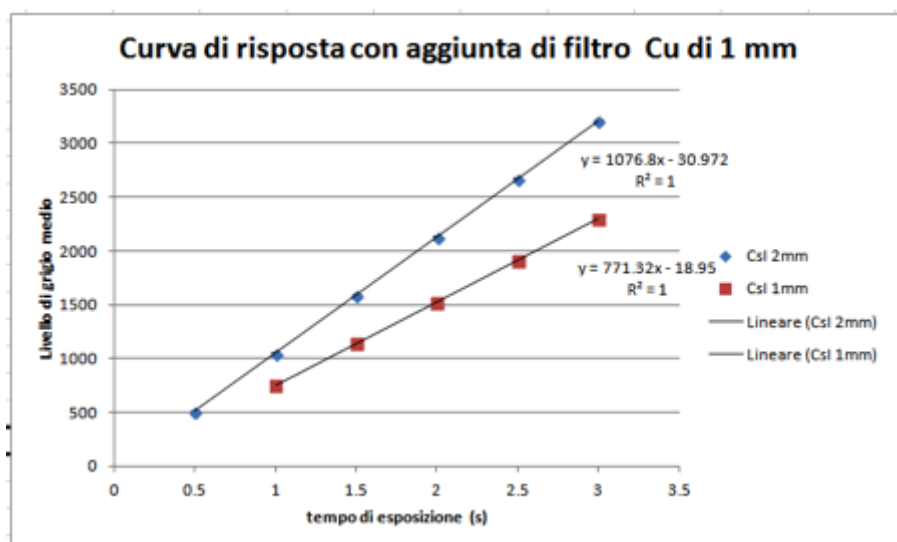


Figura 5.8: Confronto delle curve di risposta dei due schermi scintillatori con l'aggiunta di un filtro di Cu di 1 mm

Dai grafici nelle figure 5.7 e 5.8 si nota che, grazie all'indurimento del fascio X dovuto al filtro di Cu, lo schermo scintillatore da 2 mm produce un segnale maggiore rispetto a quello da 1 mm; ciò succede perchè, con l'aggiunta del filtro, sono state ricreate le condizioni energetiche più adatte al nuovo schermo.

La misura successiva consiste, utilizzando esclusivamente il filtro di Cu di 2 mm, nell'analisi del rapporto SNR e del suo quadrato al variare del tempo di esposizione; i dati sono riportati nella tabella sottostante cui seguono i grafici nelle figure 5.9 e 5.10.

Filtro Cu di spessore 2 mm				
	Schermo scintillatore di spessore 2 mm		Schermo scintillatore di spessore 1 mm	
Tempo di esposizione (s)	SNR	SNR ²	SNR	SNR ²
0.50	38	1464	27	736
1.00	69	4791	44	1950
1.50	90	8094	64	4081
2.00	105	10982	76	5801
2.50	118	13838	- - -	- - -
3.00	133	17794	- - -	- - -

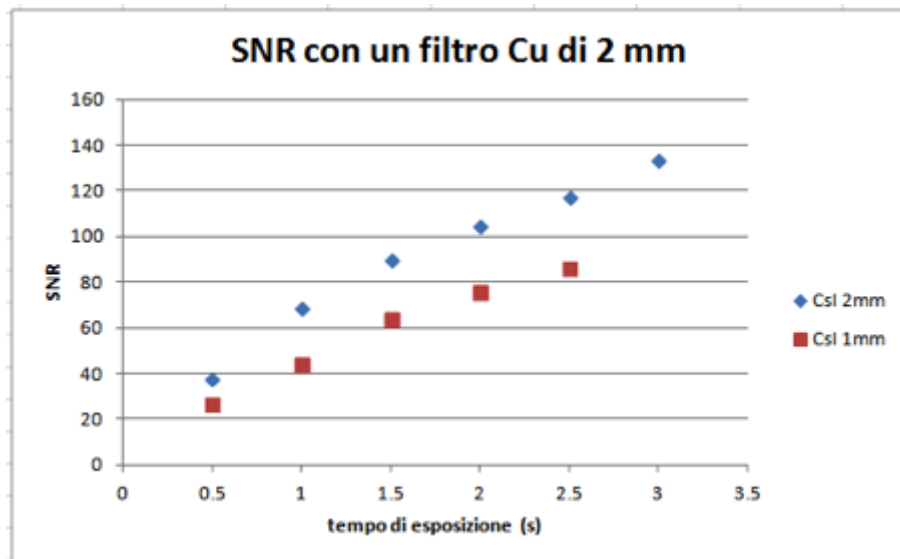


Figura 5.9: Confronto del rapporto segnale rumore dei due schermi scintillatori con l'aggiunta di un filtro di Cu di spessore 2 mm

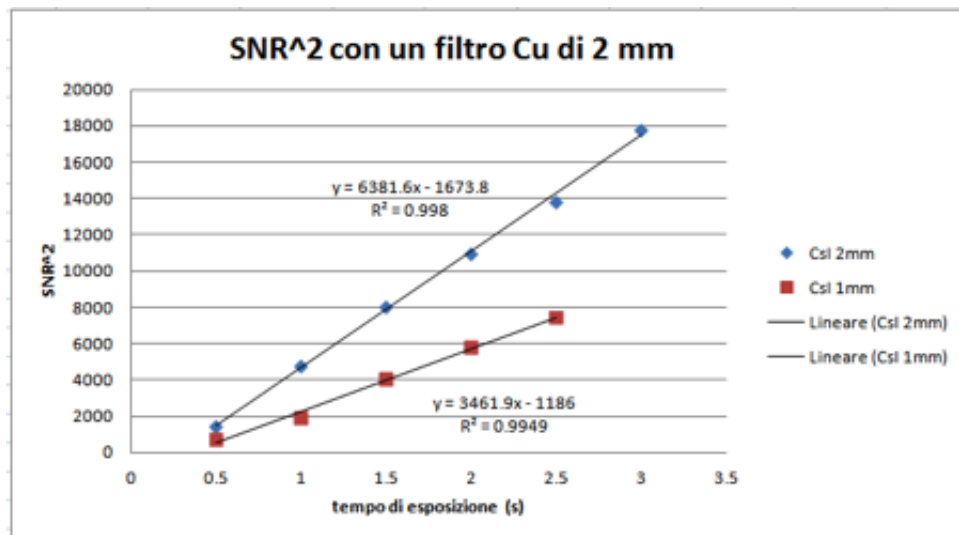


Figura 5.10: Confronto del quadrato del rapporto segnale rumore dei due schermi scintillatori con l'aggiunta di un filtro di Cu di spessore 2 mm

È evidente dal grafico in figura 5.9 che lo schermo scintillatore da 2 mm ha un migliore SNR al crescere del tempo di esposizione rispetto allo schermo scintillatore da 1 mm. Nel grafico riportato nella figura 5.10 si può notare come l' SNR^2 aumenti seguendo la statistica di Poisson, proporzionalmente al tempo di esposizione e, quindi, al numero di fotoni N che giungono sul rivelatore.

5.2.3 Valutazione della MTF

Infine è stata studiata la risoluzione del sistema, attraverso lo studio della MTF per entrambi gli schermi usando il pixel binning 1x1 e 2x2. Nella tabella seguente sono riportati i valori relativi al 10% e al 5% della MTF per entrambi i binning, mentre nel grafico in 5.11 è disegnato l'andamento della MTF.

	MTF	Schermo scintillatore di spessore 2 mm		Schermo scintillatore di spessore 1 mm	
		lp/mm	Pixel (mm)	lp/mm	Pixel (mm)
Binning 1×1	10%	1.4	0.36	2.4	0.21
	5%	1.8	0.27	2.7	0.19
Binning 2×2	10%	1.3	0.38	1.7	0.29
	5%	1.6	0.31	1.8	0.27

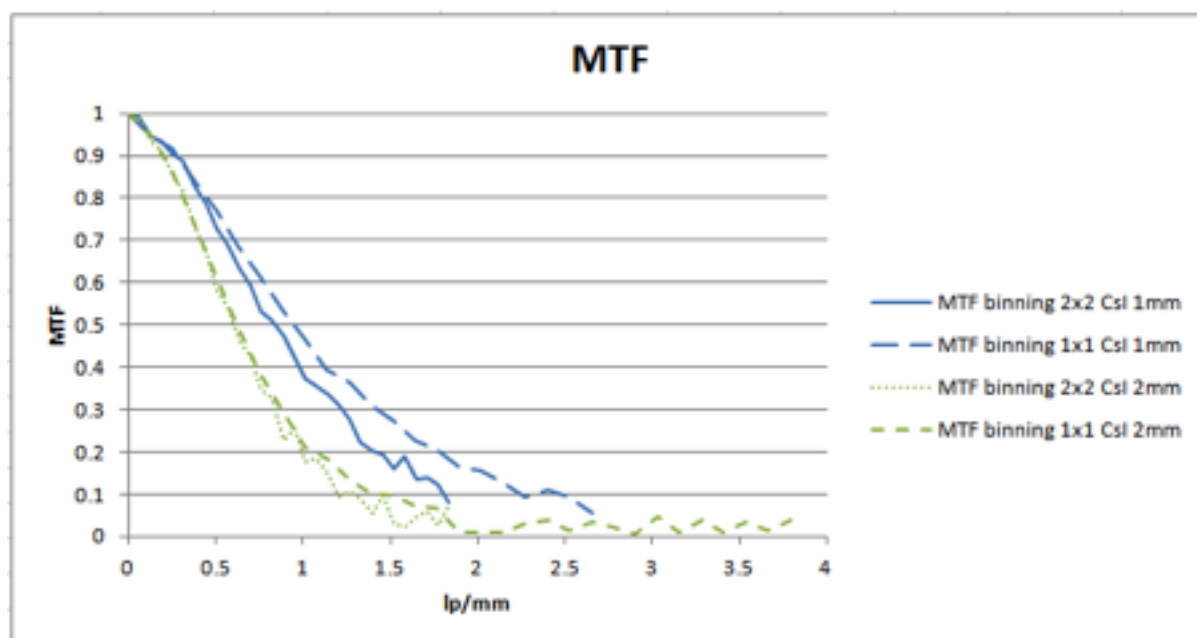


Figura 5.11: Funzione di trasferimento della modulazione in frequenza dei due schermi scintillatori per due diversi valori del binning

L'operazione di binning causa una diminuzione della risoluzione e un aumento del rapporto segnale rumore come ci si aspetta. Osservando il grafico in figura 5.11 si può vedere che lo schermo scintillatore con spessore maggiore ha una risoluzione spaziale minore. Questo comportamento è assolutamente prevedibile ed è dovuto al fatto che lo schermo scintillatore in esame, avendo uno spessore maggiore, assorbe più radiazione ed emette più luce, ma la luce rilasciata al suo interno ha un percorso di diffusione maggiore causando un aumento di sfocamento.

5.2.4 Risultati

Come già accennato nell'introduzione, questo studio è stato compiuto con un tubo con tensione massima di 200 kV, non adatta per il nuovo schermo scintillatore ed è anche diversa dalla sorgente prevista dal progetto. Infatti il bunker installato presso Palazzo Santa Croce è stato progettato per un'energia massima dei raggi X pari a 200 keV, di conseguenza non può ospitare il nuovo tubo D3206 da 300 kV. Nonostante ciò, si è riusciti ugualmente ad eseguire le misure e si è verificato il corretto funzionamento dello schermo. Ciò che ne risulta è che lo schermo da 2 mm ha mostrato una risposta lineare in funzione del tempo di esposizione, il segnale emesso è risultato paragonabile con quello dello schermo da 1 mm senza filtrazione. Introducendo una filtrazione di 1 o 2 mm di rame si è verificato che il segnale del nuovo schermo è maggiore, grazie all'effetto di beam hardening che genera un'energia media più alta, per la quale l'efficienza di rivelazione dello schermo da 2 mm è superiore a quella dello schermo da 1 mm. Si può quindi concludere che lo scintillatore da 2 mm è adeguato all'analisi di oggetti che richiedono una sorgente più energetica.

5.3 Scelta dell'obiettivo

Come misura preliminare si è fatto un confronto della distanza di lavoro sperimentale e teorica per l'apparato rivelatore usando due diversi obiettivi fotografici: uno a grandangolo da 50 mm e uno macro da 55 mm. Per queste analisi sono stati utilizzati lo schermo scintillatore CsI da 2 mm (di cui è stata fatta la caratterizzazione in 5.2), e la camera CCD Alta U9000 dell'Apogee; essendo questi due elementi i costituenti, insieme allo specchio, del rivelatore del sistema tomografico in costruzione, in base all'obiettivo scelto si hanno indicazioni riguardo le dimensioni del box.

La U9000 è dotata di un sensore più grande della U32 in uso a Ravenna, questo indica che, a parità di obiettivo, il box dovrà essere più corto di quello attualmente in uso.

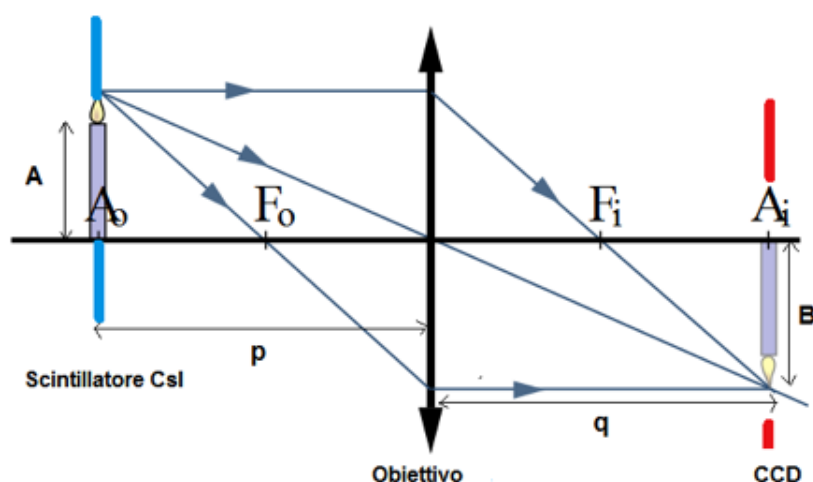


Figura 5.12: Schema riassuntivo

Usando l'equazione delle lenti

$$\frac{1}{p} + \frac{1}{q} = \frac{1}{F_O} \quad (5.1)$$

e combinandola con l'equazione dell'ingrandimento

$$I = \frac{B}{A} = \frac{q}{p} \quad (5.2)$$

si ottiene:

$$q = Ip \quad (5.3)$$

Combinando questa con l'equazione 5.1 si ha:

$$p = F_O \left(1 + \frac{1}{I} \right) \quad (5.4)$$

ovvero la distanza tra lo schermo scintillatore e l'obiettivo.

5.3.1 Obiettivo da 50 mm

Dati:

- Immagine CCD = 3056×3056 pixel
- Dimensione pixel = $(12 \cdot 10^{-3})$ mm
- $F_O = 50$ mm
- A (lato schermo) = (452 ± 4) mm
- B (immagine CCD) = $3056 \cdot (12 \cdot 10^{-3})$ mm = 36.672 mm

dall'equazione 5.4 ricaviamo la distanza teorica scintillatore-obiettivo:

$$p = 666.27 \quad \text{mm} \quad (5.5)$$

mentre quella misurata sperimentalmente è:

$$p' = (696 \pm 6) \quad \text{mm} \quad (5.6)$$

La differenza tra le due misure risulta essere:

$$\Delta p = p' - p = 28.73 \quad \text{mm} \quad (5.7)$$

5.3.2 Obiettivo da 55 mm

I dati iniziali sono gli stessi elencati in 5.3.1 eccetto che per il fuoco dell'obiettivo, il quale è:

$$F_O = 55 \text{ mm}$$

Ripetendo i calcoli eseguiti precedentemente si ottengono la distanza teorica:

$$p = 735.90 \text{ mm} \quad (5.8)$$

e quella sperimentale:

$$p' = (764 \pm 6) \text{ mm} \quad (5.9)$$

la cui differenza è:

$$\Delta p = 28.10 \text{ mm} \quad (5.10)$$

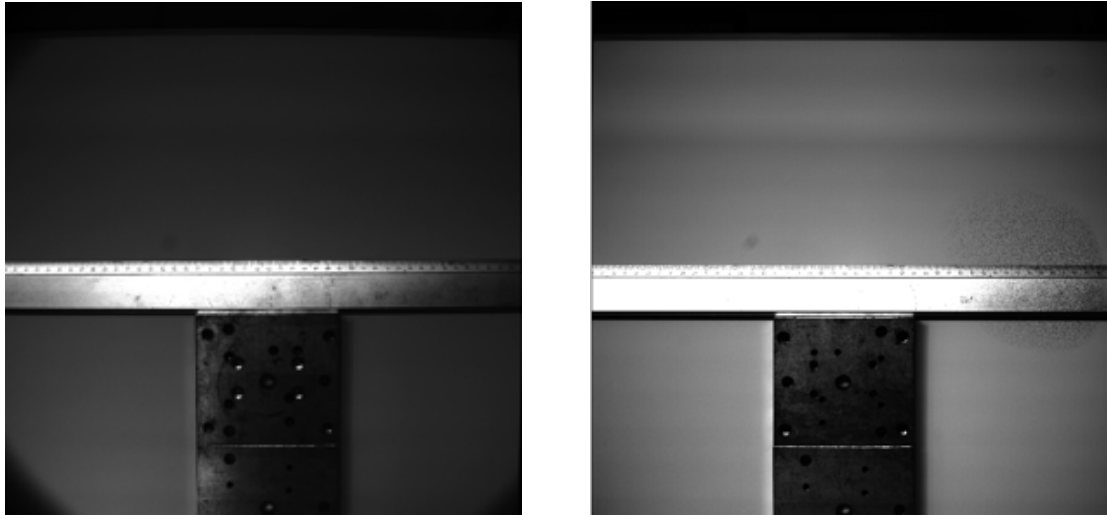


Figura 5.13: Immagine scattata con l'obiettivo a grandangolo da 50 mm (sx) e immagine scattata con l'obiettivo macro da 55 mm (dx)

Confrontando le due foto riportate in 5.13, si nota che in entrambe sono presenti effetti di distorsione e vignettatura, soprattutto in quella scattata con l'obiettivo a grandangolo da 50 mm.

5.3.3 Risultati

Gli effetti di vignettatura si spiegano col fatto che con l'utilizzo della camera U9000, si è al limite del cerchio immagine che l'obiettivo proietta sul sensore, arrivando a toccare i bordi di tale cerchio. L'uso dell'obiettivo fotografico a grandangolo dà effetti di vignettatura sui bordi più evidenti, avendo un cerchio immagine più piccolo rispetto ad un obiettivo macro; quindi si è scelto l'obiettivo da 55 mm per la realizzazione del box rivelatore

fornito dalla ditta Item. Come ultima considerazione, il valore Δp è pressochè uguale per le due serie di misure: essa può essere considerata come la posizione del piano di messa a fuoco dietro l'obiettivo.

5.4 Progettazione e costruzione del box rivelatore

A seguito del collaudo dello schermo scintillatore CsI da 2 mm e la scelta dell'obiettivo macro da 55 mm, sono state tratte indicazioni circa il box che conterrà il sistema di rivelazione. L'area sensibile del nuovo schermo è la stessa di quello da 1 mm e il sensore della U9000 è più grande di quello della U32. Queste e altre considerazioni sono state utilizzate per progettare il box di rivelazione. Qui di seguito sono mostrati i disegni dell'apparato ad opera del Dott. Matteo Bettuzzi del Dipartimento di Fisica-Astronomia di Bologna. La distanza camera CCD-schermo scintillatore calcolata nel paragrafo precedente è, come si può vedere dalla linea rossa tracciata nella proiezione verticale, ripartita in distanza camera CCD-specchio e distanza specchio-schermo scintillatore.

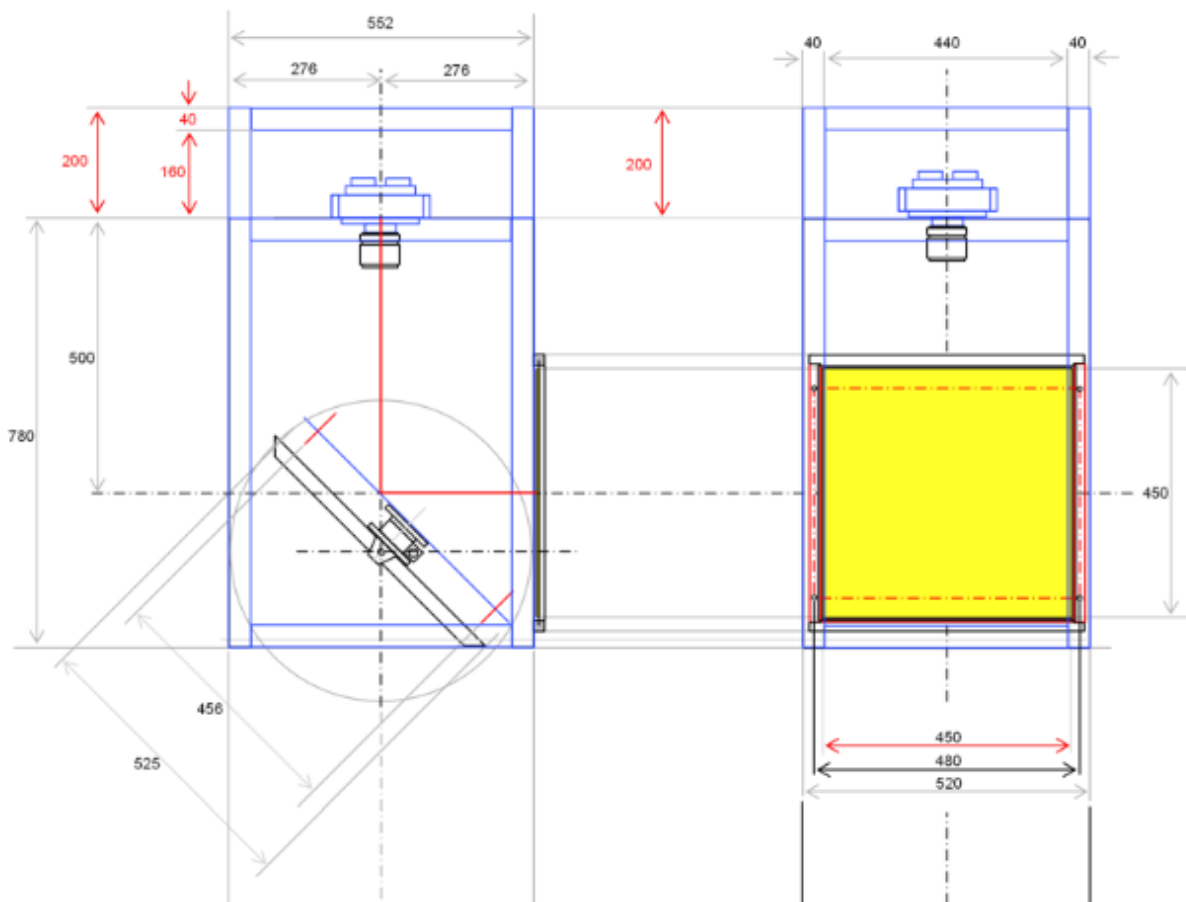


Figura 5.14: Proiezione verticale (sx) e proiezione laterale (dx) del box rivelatore

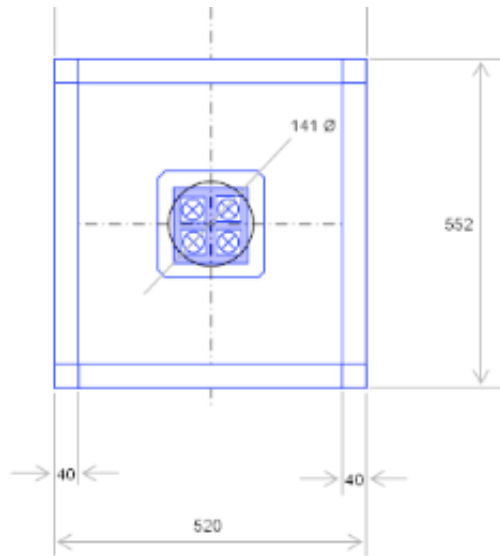


Figura 5.15: Proiezione orizzontale del box rivelatore

Dopo la progettazione ha avuto luogo la realizzazione ad opera della Item s.r.l. Il nuovo box è stato consegnato al Dipartimento di Fisica-Astronomia di Bologna nel settembre 2013; qui seguono alcune sue immagini.

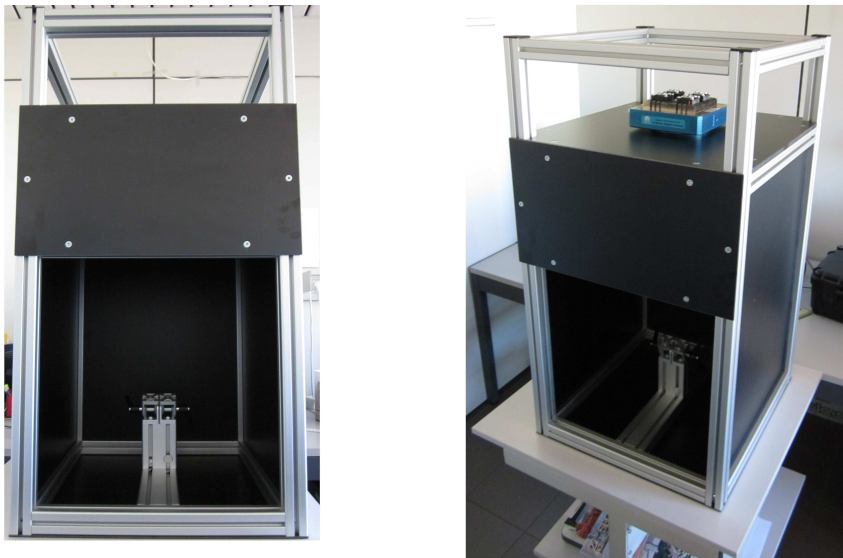


Figura 5.16: Vista frontale (sx) e vista laterale (dx) del box rivelatore

5.5 Schermo scintillatore CsI di spessore 2 mm: test tomografico

Un primo test tomografico dello schermo scintillatore CsI di spessore 2 mm è stato eseguito nel Laboratorio di Tomografia Computerizzata di Ravenna.

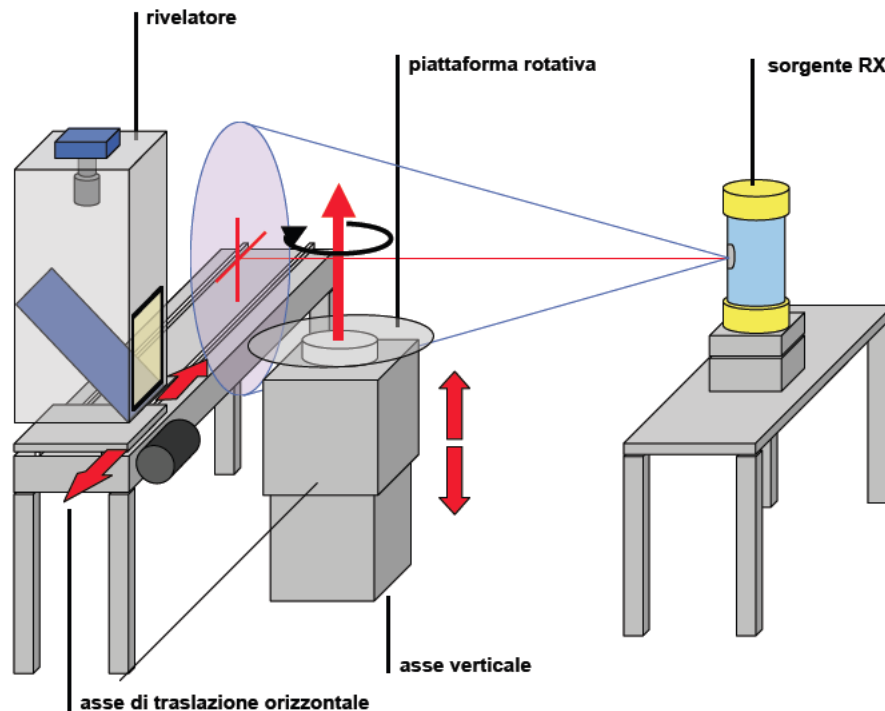


Figura 5.17: Illustrazione dell'apparato tomografico usato a Ravenna per le misure

Lo schermo ha fatto parte del sistema di rivelazione per un'analisi TAC 3D di un lotto di 4 pani di terra (olte di epoca villanoviana e romana) forniti dalla Soprintendenza per i Beni Archeologici dell'Emilia-Romagna, parzialmente puliti dalla terra all'esterno. L'apparato è il medesimo della caratterizzazione descritta nel paragrafo 5.2.



Figura 5.18: Set-up di scansione del reperto N.3

I reperti analizzati sono i seguenti:

- Reperto N.419 olla, Bologna, Piazza VIII Agosto, Tomba 41, US401
- Reperto N.3 “olla”, Casalecchio di Reno, Via della Bolsenda, Tomba 1, US54
- Reperto N.161 “olla”, Bologna, Piazza VIII Agosto, Tomba 21, US269
- Reperto N.5 “olla”, Casalecchio di Reno, Via della Bolsenda, Tomba 1, US54

5.5.1 Parametri di scansione TAC ed acquisizione

I parametri utilizzati per le misure sono qui elencati:

Tensione	180 kV
Corrente	4 mA
Filtrazione	1.5 mm Fe
Binning	4×4
Angolo	360°
Proiezioni	900
Dimensioni immagine	546×368 pixel (0.2 Mpixel)
Dimensioni pixel	0.528 mm
Distanza sorgente-oggetto	2495 mm
Distanza sorgente-rivelatore	2757 mm
Distanza oggetto-rivelatore	262 mm
Magnificazione	0.873
Elemento di volume	0.461 mm

L’acquisizione delle proiezioni è stata eseguita con una geometria si scansione Cone Beam Tomography (cfr. 2.2) e, a causa delle loro dimensioni, per tutte le olle (eccetto la N.5, di dimensioni adatte allo scan) è stata applicata una procedura di tipo “tile scanning”, eseguendo 4 serie di proiezioni per olla, poi “incollate” in sede di ricostruzione attraverso il programma PARREC.

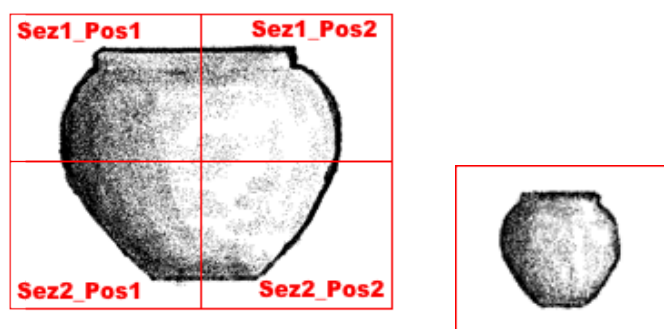


Figura 5.19: Schema del tile scanning applicato ai reperti N.419, N.3 e N.161 (sx) e schema della scansione (semplice) applicata al reperto N.5 (dx)

5.5.2 Ricostruzione e risultati

Le ricostruzioni sono state eseguite con PARREC. Il primo passo della ricostruzione è costituito dalla normalizzazione, che si basa sulla seguente operazione (per certi versi analoga alla correzione di flat field 3.1):

$$\mu x = -\ln \left(\frac{Imm - Imm_{dark}}{Imm_{vuoto} - Imm_{dark}} \right) \quad (5.11)$$

Tale operazione viene eseguita pixel per pixel; il segno “-” fa sì che i valori di livelli di grigio vengano invertiti. Il risultato è un’immagine atenrad float a 32 bit con le stesse dimensioni di quella di partenza. Il passo successivo è stato quello di correggere i cosiddetti *outliers* ovvero i prodotti dell’interazione diretta fotone-sensore, operazione eseguibile grazie ad una apposita funzione del software. Per le proiezioni eseguite in tile scanning, è stato necessario utilizzare la modalità *collate*, la quale permette di sovrapporre più fotogrammi nella realizzazione di uno unico, ricreando, in questo caso, l’immagine intera della olla. In seguito è stato realizzato il sinogramma, ovvero una matrice contenente tutte le proiezioni eseguite per una singola slice: il programma sceglie autonomamente un centro di rotazione da cui esegue la ricostruzione del volume, ma non sempre è quello più adeguato e possono derivarne effetti di sfocamento dei bordi nel volume finale. Per questo motivo è stato necessario selezionare il sinogramma di una sola sezione e ricavarne il centro di rotazione da utilizzare poi per la ricostruzione vera e propria. Per essere sicuri che il centro calcolato fosse adatto, sono state effettuate alcune ricostruzioni della slice selezionata, facendo variare il centro di rotazione in un range di valori, scegliendo quello che dava la ricostruzione più definita e meno sfocata. Da qui ha infine luogo la ricostruzione dell’oggetto, per mezzo della retroproiezione filtrata. I volumi completati sono stati riprodotti con il software di rendering 3D VGStudioMax.

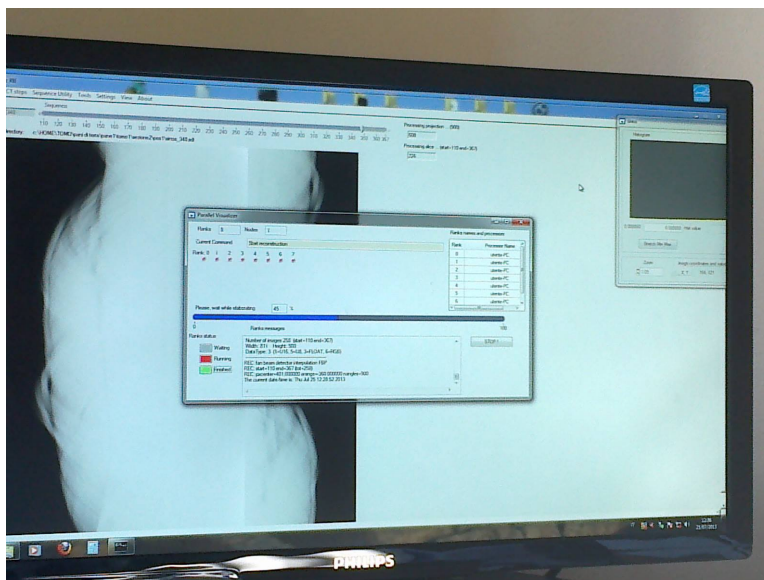


Figura 5.20: Fase della ricostruzione tomografica con il software PARREC: a sx si nota un sinogramma

Qui seguono le immagini dei volumi ricostruiti, filtrati e talvolta sezionati attraverso le funzioni del programma.

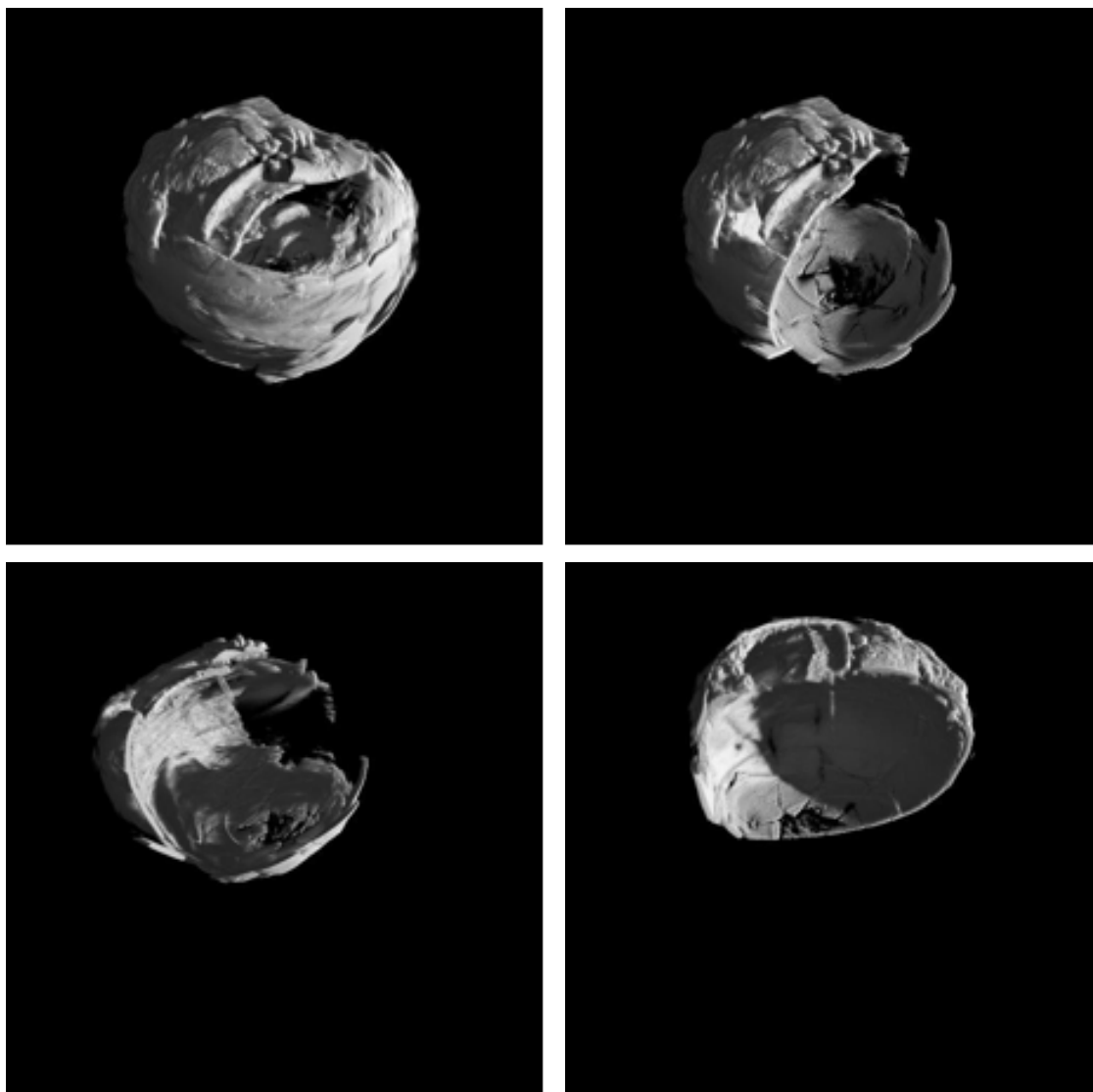


Figura 5.21: Reperto N.419 - Bologna, piazza VIII Agosto

Questa prima olla appare molto frammentata, pur mantenendo abbastanza bene la sua forma. L'orlo appare rotto e appoggiato dentro l'imboccatura del recipiente. All'interno non sono visibili ai raggi X oggetti particolari.

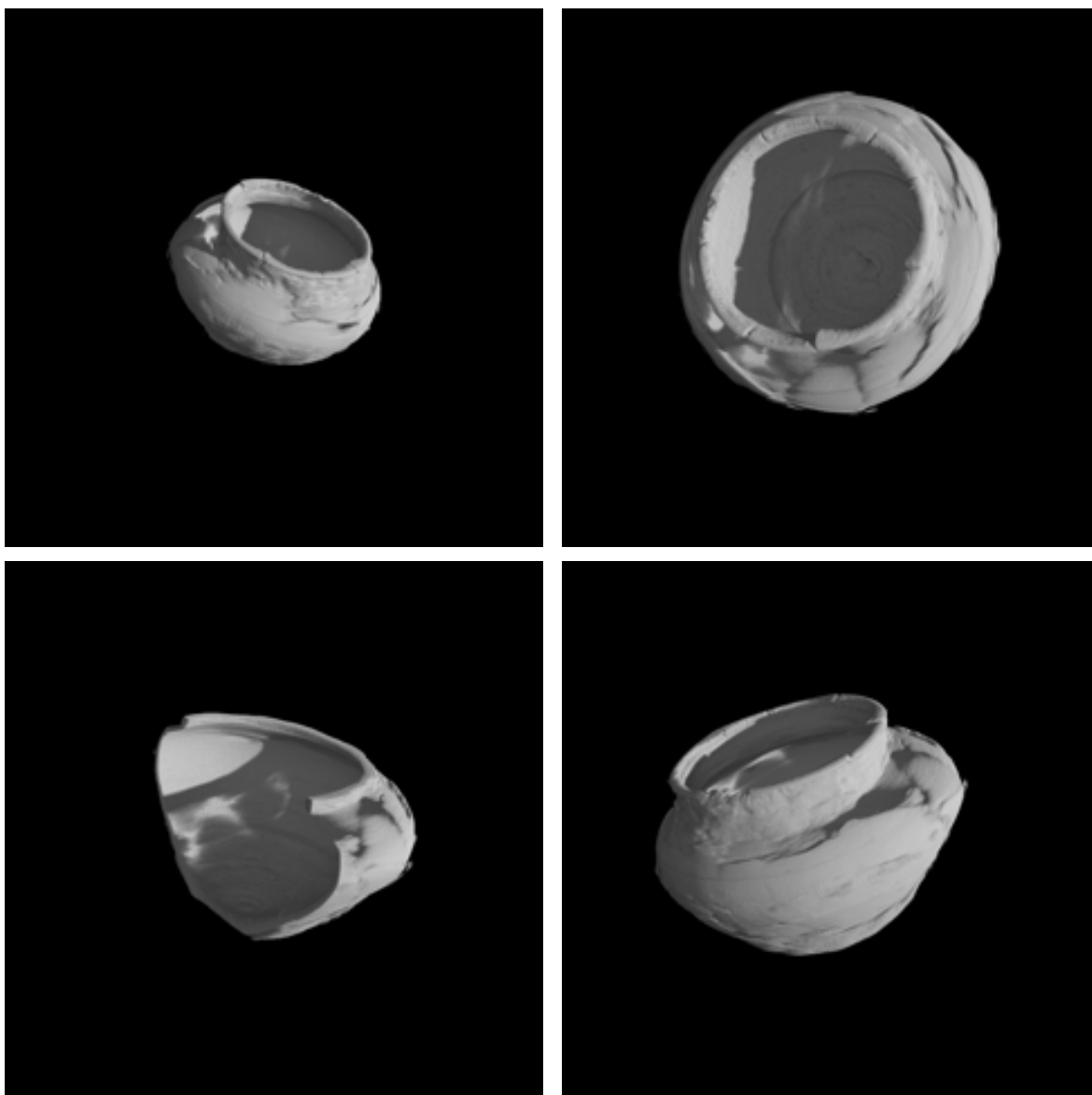


Figura 5.22: Reperto N.3 - Casalecchio di Reno, via della Bolsenda

Questa olla sembra molto meglio conservata. E' abbastanza integra, anche l'orlo appare quasi intero con qualche frattura. Uno dei lati sembra avere ceduto ed appare sfondato. All'interno non si riscontra nulla di visibile ai raggi X (in basso a sinistra uno spaccato virtuale del vaso).

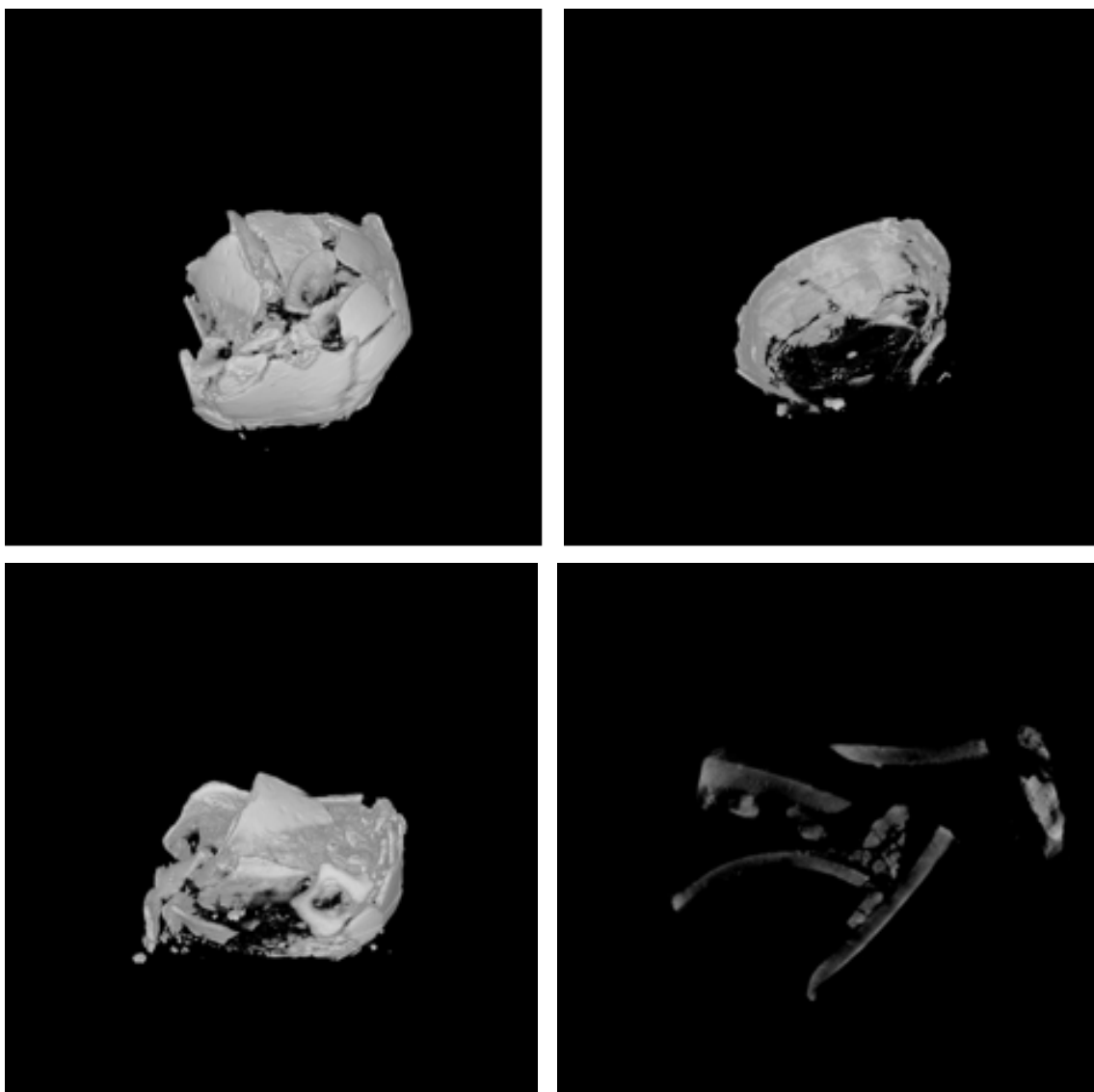


Figura 5.23: Reperto N.161 - Bologna, Piazza VIII Agosto

Il recipiente è molto frammentato e risulta ridotto in cocci disordinati, solo una parete sembra conservare la forma del vaso (spaccato virtuale in alto a destra). La ricostruzione in basso a sinistra sembra evidenziare un foro circolare (probabilmente un manico). La slice in basso a destra mostra i diversi frammenti. Non sono stati rilevati oggetti estranei all'interno.

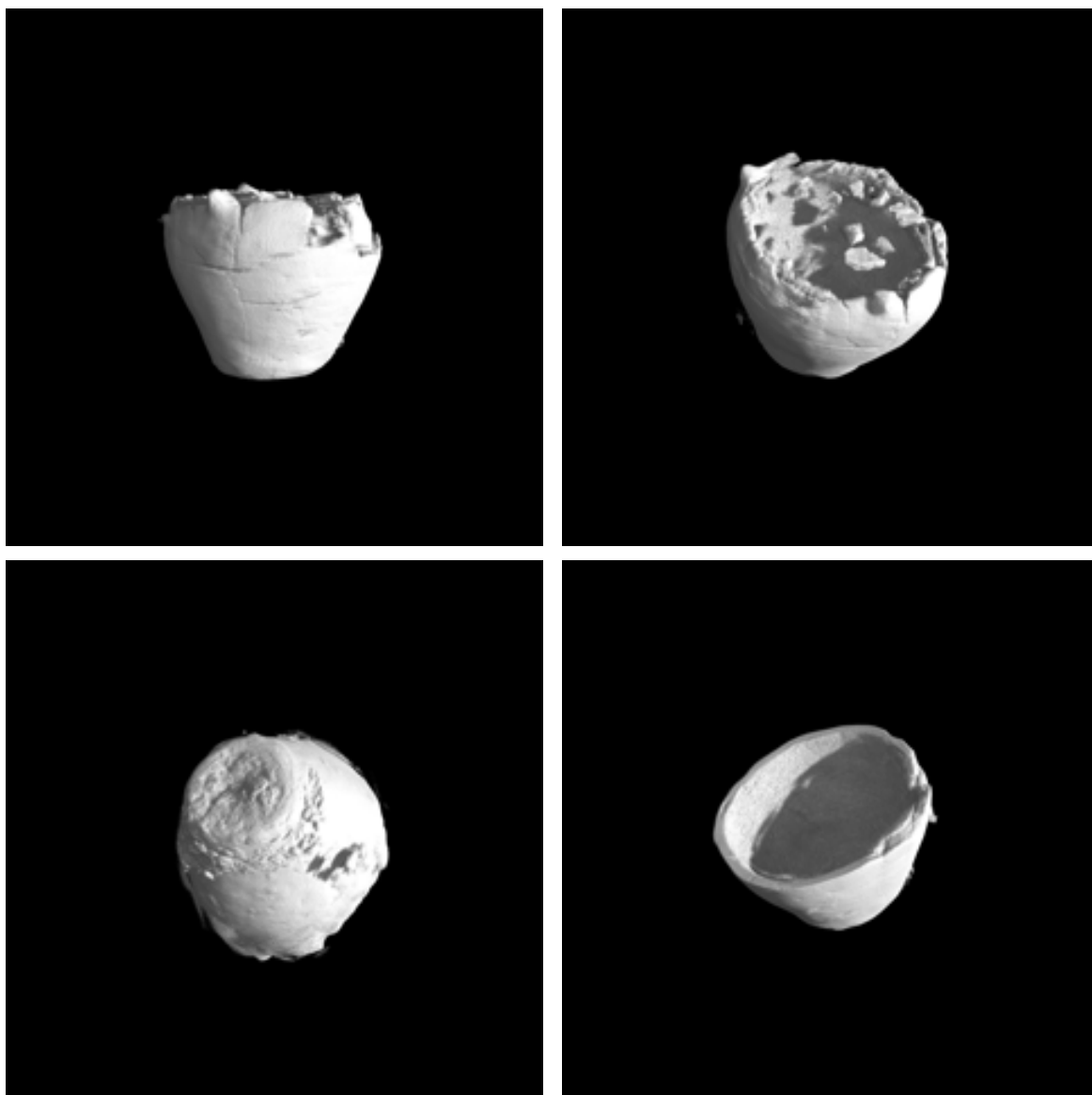


Figura 5.24: Reperto N.5 - Casalecchio di Reno, via della Bolsenda

Questa piccola olla risulta abbastanza integra, non ci sono grandi fratture. La parte un po' danneggiata è soprattutto quella superiore dove si è perso l'orlo, forse ridotto in frammenti in parte appoggiati all'imboccatura. Anche in questo caso all'interno non si rilevano oggetti.

Conclusioni

La tecnica tomografica ha un ruolo importante all'interno del settore medico, industriale e dei Beni Culturali, trattandosi di una pratica non invasiva che permette l'analisi della struttura interna degli oggetti presi in esame.

Lo scopo di questa tesi era lo sviluppo e la progettazione di un nuovo sistema tomografico attraverso test atti a verificare le qualità dei componenti.

Il collaudo della sorgente di raggi X da 300 kV della siteX, effettuato nei bunker della COMECER s.p.a. di Castel Bolognese (RA), ne ha mostrato il corretto funzionamento. In particolare i risultati sono soddisfacenti in termini di stabilità del rateo di dose almeno per brevi tempi d'irraggiamento (5 minuti), di linearità del rateo di dose in funzione della corrente e della dose integrale in funzione del tempo d'irraggiamento. Anche la caratterizzazione dello schermo scintillatore CsI(Tl) con spessore di 2 mm, consistente in un confronto con uno schermo analogo di spessore 1 mm nel Laboratorio di Tomografica Computerizzata a Ravenna, ha avuto esiti positivi. Il nuovo schermo ha mostrato una risposta lineare in funzione del tempo di esposizione, e il suo rapporto segnale-rumore, comparato con quello dello schermo di 1 mm a seguito dell'introduzione di un filtro di Cu, ne ha evidenziato il corretto funzionamento, in particolare l'efficienza di rivelazione si mostra elevata come quella attesa. Il nuovo schermo scintillatore è adeguato all'analisi di oggetti che richiedono una sorgente di raggi X di energia più elevata rispetto a quella attualmente in uso nel Laboratorio di Ravenna.

Il box di rivelazione, sulla base di misure di tipo ottico eseguite a seguito della scelta della camera CCD e dell'obiettivo da usare, è stato progettato e quindi costruito dalla ditta Item s.r.l.

I risultati fin qui ottenuti sono, quindi, decisamente positivi: gli strumenti finora analizzati sembrano essere adatti al nuovo target di oggetti che si intende analizzare in futuro nel Laboratorio di Ravenna.

Nei prossimi mesi verrà completato lo sviluppo del sistema e verranno effettuati i primi test tomografici con il nuovo apparato sperimentale presso il bunker della Ditta COMECER di Castel Bolognese, in attesa di un upgrade di quello di Ravenna.

Bibliografia

- Casali F., *X-ray and neutron digital radiography and computed tomography for cultural heritage*, Department of Physics University of Bologna (Italy).
- Semat H., *Introduction to Atomic and Nuclear Physics*, Rinehart & Company, inc. New York, 1959.
- Eisberg R. & Resnick R., *Quantum Physics of atoms, molecules, solids, nuclei and particles*, seconda ed.,1985, John Wiley & Sons Inc., New York.
- Kak A. & Slaney M., *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, SIAM (Society of Industrial and Applied Mathematics) Press,1988.
- Hsieh J., *Computed Tomography Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*, seconda ed., SPIE Bellingham.
- Samei H., *Performance of Digital Radiographic Detectors: Factors Affecting Sharpness and Noise*, Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003; pp 49–61.
- Directional Units SiteX & SiteXs Portable X-ray generator*, ICM.
- Rv series High Performance Precision Rotation Stages*, Newport.
- X-ray Scintillator ACS, ALS, FOS*, Hamamatsu.
- High Performance Cooled CCD Camera System ALTA U9000*, Apogee Instrument Inc.
- Kodak KAF 09000 Image Sensor*, Kodak Image Sensor Solutions.
- MHF unità portatili a raggi X ad alta frequenza*, Gilardoni.
- High Performance Cooled CCD Camera System ALTA U32*, Apogee Instrument Inc.

Ringraziamenti

Il mio primo ringraziamento è rivolto a chi ha contribuito principalmente alla stesura della tesi: alla Prof.ssa Maria Pia Morigi e al Dott. Matteo Bettuzzi per essere sempre stati disponibilissimi e gentilissimi, per aver svolto l'incarico, rispettivamente di relatrice e di correlatore, seriamente, senza avermi mai abbandonato una sola volta e per aver sempre compreso le mie difficoltà. Insieme a loro ringrazio la Dott.ssa Rossella Brancaccio per l'aiuto fondamentale fornitomi nella stesura e Silvia De Stefano per avermi fatto da mentore durante la mia esperienza di tirocinio, contribuendo a farmi stare bene nel loro team.

Ora è il turno della mia famiglia. Ringrazio mia madre Franca e mio padre Giovanni per avermi sempre sostenuto e per avermi sempre appoggiato nelle mie scelte, ringrazio mia sorella Bianca con la quale ho imparato a muovermi nel grande mondo degli universitari fuori sede e ringrazio Nina, l'ultima arrivata, che ha portato tanta gioia nel nucleo familiare, rendendolo più unito. Ringrazio chi non c'è più: Chicca, compagna indimenticabile di vita, i miei nonni Ivano, Fulvia, Mario e Loretta, i quali mi hanno sempre, in qualche modo forse non spiegabile scientificamente, dato la forza nei momenti più difficili.

Ringrazio i miei amici: Andrea, Lorenzo, Davide, Alessandro, Claudio, Laura e Chiara perchè mi fanno capire quanto sia fortunato a stare con persone così, e mi scuso con loro se in diversi periodi non sono riuscito a stare con loro, per impegni di studio.

Ringrazio Francesco, per l'infusione di fiducia incredibile che mi ha dato e che ha contribuito fortemente nei miei ultimi successi accademici e personali. Ringrazio Damiano, cugino, compagno di liceo, coinquilino e amico per la grande pazienza mostratami nel periodo di scrittura della tesi.

Ringrazio i miei compagni di corso per le tante avventure, positive e negative, passate insieme in questi tre anni; in particolare vorrei ringraziare Allegra, Ivano ed Erika in quanto eterni compagni di fila e non solo.

Ringrazio tutti quelli con cui ho avuto un bel rapporto che col tempo è svanito, per i bei ricordi insieme.

E infine ringrazio Roberta, per una persona così splendida servirebbero altre tre pagine di ringraziamenti, quindi mi limito a citarla qui e a dedicarle questo lavoro.